



Universidad  
Carlos III de Madrid  
www.uc3m.es

## **TESIS DOCTORAL**

# ***Procedimiento para la homologación de sistemas de protección de peatones mediante la realización de ensayos virtuales***

**Autor:**

**Dña. Silvia Santos Cuadros**

**Director:**

**Dr. D. José Luis San Román García**

**Tutor/Codirector:**

**Dra. Dña. Carolina Álvarez Caldas**

**DOCTORADO EN INGENIERÍA MECÁNICA Y ORGANIZACIÓN INDUSTRIAL**

Leganés, enero de 2018



# **TESIS DOCTORAL**

## **PROCEDIMIENTO PARA LA HOMOLOGACIÓN DE SISTEMAS DE PROTECCIÓN DE PEATONES MEDIANTE LA REALIZACIÓN DE ENSAYOS VIRTUALES**

Autor: **Dña. Silvia Santos Cuadros**

***Director/es: Dr. D. José Luis San Román García***

***Dra. Dña. Carolina Álvarez Caldas***

Firma del Tribunal Calificador:

Firma

Presidente: Vicente Díaz López

Vocal: José Andrés Campón Domínguez

Secretario: Emilio Velasco Sánchez

Calificación:

Leganés, de de





## Agradecimientos

*Me resulta imposible cerrar esta etapa sin agradecer a todos aquellos que de una forma u otra han participado en este proceso y han hecho más amable el arduo camino del desarrollo de una tesis doctoral.*

*En primer lugar, debo agradecer de forma especial al Dr. D. José Luis San Román García por aceptarme en este equipo, por hacer de la docencia un sueño cumplido y por permitirme la opción de realizar este trabajo bajo su constructiva dirección. Gracias por darme la oportunidad de investigar en un campo como el de la seguridad vial, desde hace cuatro años la protección al peatón se ha convertido en una lucha incluso personal. Gracias por el tiempo dedicado y, sobre todo, gracias por poner luz en el camino cuando éste se complicaba. En segundo lugar, quiero agradecer a mi otra directora de tesis, la Dra. Dña. Carolina Álvarez Caldas. Su dirección me ha acompañado desde que finalicé mis estudios de Ingeniería Industrial y si hay algo que la caracteriza es su inagotable apoyo. Gracias por tantos ratos dedicados y gracias por contagiarme ese optimismo tuyo que te hace tan especial y sin el que hubiese sido imposible terminar este trabajo.*

*Agradecer también el apoyo del resto del Departamento de Ingeniería Mecánica porque cada uno de sus integrantes me ha enseñado y aportado algo en esta experiencia. Mención especial requieren los que han estado literalmente a mi lado desde el primer día en la Universidad. Ellos han sido los que tal vez se hayan llevado la peor parte, los que han visto de cerca cuando el camino se torcía. Gracias a vosotros esta etapa se quedará como un bonito recuerdo.*

*No puedo terminar estas palabras sin darle las gracias a mi pequeña familia. Gracias Xima por cubrir tantos huecos y hacerlo tan bien. Gracias Clara, José María, Paqui y Gema por hacerme sentir como uno más de vosotros. Gracias Lidia por confiar en mí y estar ahí siempre. Gracias Javi y Alfonso por vuestro apoyo. Gracias Bea por no dejar de ser nunca mi pilar. Y especialmente gracias a ti Campayo, por formar parte de este trabajo, por ser el mejor compañero de viaje a pesar de las horas robadas, por no soltarme nunca la mano y por hacerme sentir que puedo con lo que sea, sin ti esto hubiera sido muy difícil. Y, finalmente, dar las gracias a los que dedico este trabajo, a mis padres y a mi abuelo. No tuve la oportunidad de compartir mucho tiempo con vosotros, pero agradezco cada uno de esos días, porque todo lo que aprendí de vosotros me ha permitido luchar hasta lo que soy.*



## **Resumen**

*La mitad de las muertes producidas a nivel mundial como consecuencia de los accidentes de tráfico corresponden a los llamados usuarios vulnerables de la vía pública. Los peatones son la figura más débil, de forma que centrar la atención de la seguridad vial en ellos podría conllevar significantes descensos en el número de fallecidos y heridos graves. Para poder determinar las medidas a adoptar, resulta imprescindible conocer en detalle las causas que desencadenan el atropello, los eventos que se producen durante el transcurso del siniestro y las consecuencias lesivas que implica. Por ello, esta tesis doctoral comienza con una revisión de estudios disponibles en la literatura, con el fin de conocer en detalle el fenómeno biomecánico del atropello. Por otro lado, el papel que juegan los fabricantes de automóviles en la protección al peatón es fundamental. Éstos deben someter sus nuevos modelos de vehículos a ensayos de homologación para asegurar que cumplen con los requisitos mínimos de seguridad exigidos en materia de protección al peatón. Sin embargo, estos ensayos suelen ser destructivos y enormemente costosos, tanto en tiempo como en coste económico. Surge entonces el planteamiento de utilizar ensayos virtuales como alternativa a los ensayos experimentales de homologación. Las simulaciones han demostrado ser especialmente útiles en pruebas de tipo repetitivo, como es el caso de los ensayos de homologación de protección al peatón. Debido a esto, esta tesis doctoral se centra en evaluar si los actuales ensayos de homologación reflejan la realidad del atropello o si, por el contrario, deben ser mejorados. Todo ello se plantea desde las simulaciones hechas por ordenador y, por tanto, desde el punto de vista que implica utilizar ensayos virtuales de homologación.*



# ***Abstract***

*Half of global road deaths correspond to the so-called vulnerable road users. Among them pedestrians are the weakest element, so that focusing attention on road safety on them could lead to significant declines in the number of deaths and serious injuries. In order to determine the safety measures to adopt, it is essential to know the causes that trigger the pedestrian-vehicle collision, the events that occur during the course of the crash and the harmful consequences involved. Therefore, this doctoral thesis begins with a review of studies available in the literature, in order to know in detail the biomechanical phenomenon of a pedestrian crash. On the other hand, the role played by vehicle manufacturers in pedestrian protection is fundamental, since the vehicle design can significantly influence the severity of the crash. They must submit their new vehicle models to approval tests in order to ensure that they meet the minimum safety requirements for pedestrian protection. However, these tests are often destructive and enormously costly, both in time and in economic cost. Then arises the approach of using virtual trials as an alternative to experimental approval tests. The virtual testing has proved to be especially useful in tests of repetitive type, as it is the case of the homologation tests of pedestrian protection. Due to this, this doctoral thesis focuses on evaluating if the current approval tests reflect the reality of the pedestrian-vehicle collision or if, on the contrary, they should be improved. This research is raised from the simulations' point of view, assuming virtual testing as viable and reliable alternative to the traditional physical approval tests.*



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción y planteamiento del problema	1
1.2. Objetivos	5
1.3. Estructura	6
<b>2. Estudio del atropello</b>	<b>11</b>
2.1. Estadísticas de atropellos	11
2.1.1. Cifras a nivel mundial	11
2.1.2. Cifras en Europa	12
2.1.3. Cifras en España	15
2.2. Fundamentos de la biomecánica del atropello a peatones	23
2.2.1. Cinemática del peatón en un atropello	23
2.2.2. Tipologías de atropellos	25
2.2.3. Distribución de lesiones en el peatón	27
2.2.4. Biomecánica lesional del peatón en caso de atropello	30
2.3. Herramientas para el análisis de las consecuencias sufridas por los peatones en caso de atropello	46
2.3.1. Escalas de lesiones	47
2.3.2. Parámetros de lesión en el cuerpo humano	53
2.4. Investigación de atropellos y biomecánica lesional	61
2.4.1. Estudios estadísticos y epidemiológicos	62
2.4.2. Estudios experimentales	63
2.4.3. Modelos matemáticos-virtuales	71
2.4.4. Modelos para estimación de velocidad de impacto	79
2.5. Protección del peatón en el campo de la automoción	80
2.5.1. Ensayos según protocolo Euro NCAP (Crash tests)	81
2.5.2. Homologación de vehículos en materia de protección al peatón	83
2.5.3. Sistemas de seguridad de protección al peatón	86
<b>3. Metodología y análisis de datos</b>	<b>93</b>
3.1. Protocolo de recogida de datos	93
3.2. Descripción de la muestra de datos	97
3.3. Análisis de datos	97

3.4.	Resultados del análisis de la muestra de datos.....	100
3.4.1.	Biomecánica lesional del peatón atropellado .....	100
3.4.2.	Comparativa de lesiones .....	104
3.4.3.	Influencia de la velocidad.....	106
3.4.4.	Influencia de la edad .....	114
3.4.5.	Influencia del tipo de vehículo .....	115
3.4.6.	Trayectoria post-impacto del peatón.....	115
3.4.7.	Carencias en ensayos de homologación en materia de protección al peatón .	117
<b>4.</b>	<b>Análisis del ensayo virtual.....</b>	<b>121</b>
4.1.	Consideraciones en un ensayo virtual.....	122
4.1.1.	Verificación y validación del modelo virtual .....	124
4.1.2.	Incertidumbres en ensayos virtuales .....	126
4.2.	Elección del tipo de modelo virtual.....	127
4.3.	Preparación de la simulación .....	131
4.3.1.	Fases de la simulación y software herramienta .....	131
4.3.2.	Parámetros de entrada y condiciones de ensayo .....	132
4.3.3.	Parámetros de salida.....	137
4.4.	Análisis de viabilidad del ensayo virtual y validación del modelo virtual planteado	139
4.4.1.	Simplificaciones del modelo virtual .....	140
4.4.2.	Validación y análisis de viabilidad del modelo virtual planteado .....	142
<b>5.</b>	<b>Análisis en materia de protección de la cabeza del peatón.....</b>	<b>149</b>
5.1.	Análisis de gravedad de lesión en la cabeza según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello .....	150
5.1.1.	Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón .....	150
5.1.2.	Comparación de resultados utilizando como modelo de peatón un impactador de cabeza	166
5.2.	Resumen de análisis de gravedad de lesión en cabeza.....	168
<b>6.</b>	<b>Análisis en materia de protección de las extremidades inferiores del peatón .....</b>	<b>173</b>
6.1.	Análisis de gravedad de lesión en las extremidades inferiores según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello .....	174
6.1.1.	Ensayos virtuales utilizando un impactador de pierna como modelo de peatón	174
6.1.2.	Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón .....	186
6.1.3.	Comparación de resultados de gravedad de lesión utilizando un impactador de pierna y un dummy de cuerpo completo.....	214



6.2.	Resumen de análisis de gravedad de lesión en extremidades inferiores .....	216
<b>7.</b>	<b>Análisis en materia de protección de la zona torso-abdominal del peatón.....</b>	<b>223</b>
7.1.	Análisis de parámetros de lesión de la zona torso-abdominal .....	223
7.2.	Análisis de gravedad de lesión en la zona torso-abdominal según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello .....	233
7.2.1.	Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón .....	233
7.2.2.	Ensayos virtuales utilizando un impactador de torso como modelo de peatón .....	242
7.3.	Resumen de análisis de gravedad de lesión en zona torso-abdominal .....	270
<b>8.</b>	<b>Procedimiento propuesto de homologación virtual de protección al peatón .....</b>	<b>277</b>
8.1.	Proceso de verificación y validación del modelo virtual .....	278
8.2.	Regiones anatómicas a ensayar y ámbito de aplicación .....	279
8.3.	Modelos virtuales y software a utilizar .....	280
8.3.1.	Modelo de vehículo.....	280
8.3.2.	Modelo de peatón.....	281
8.4.	Acta de ensayo virtual .....	282
8.5.	Condiciones de ensayo del proceso de homologación .....	282
8.5.1.	Ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo .....	283
8.5.2.	Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra la parte superior del capó .....	288
8.5.3.	Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el parabrisas .....	290
8.5.4.	Ensayo de impacto del simulador de torso contra el capó .....	291
8.5.5.	Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó .....	293
8.5.6.	Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el parachoques ..	296
8.5.7.	Ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques .....	298
8.6.	Parámetros de salida y requerimientos de criterios de comportamiento.....	299
8.6.1.	Ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo .....	299
8.6.2.	Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el capó .....	300
8.6.3.	Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el parabrisas .....	301
8.6.4.	Ensayo de impacto del simulador de torso contra el capó .....	301
8.6.5.	Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó .....	301
8.6.6.	Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el parachoques ..	301
8.6.7.	Ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques .....	301

8.7. Resumen de los ensayos del procedimiento propuesto de homologación .....	302
<b>9. Conclusiones y trabajos futuros.....</b>	<b>309</b>
9.1. Conclusiones.....	309
9.2. Líneas de trabajo futuras.....	315
<b>Referencias .....</b>	<b>317</b>
<b>Anexo I .....</b>	<b>329</b>
Casos de atropellos estudiados.....	329
<b>Anexo II .....</b>	<b>333</b>
Informe de resultados de los ensayos.....	333
Ensayos con impactadores.....	333
Ensayos con dummy.....	335
<b>Anexo III .....</b>	<b>339</b>
Definiciones.....	339

# Índice de figuras

Figura 1.1. Proceso seguido en el desarrollo de la investigación.....	9
Figura 2.1. Distribución de accidentes con víctimas en Europa en 2015 según tipo de vía [2]..	12
Figura 2.2. Distribución de accidentes mortales en vías urbanas en Europa en 2015 [2]. .....	13
Figura 2.3. Peatones fallecidos por millón de habitantes en los países de Europa en 2015 [3]. .	13
Figura 2.4. Víctimas mortales según modo de desplazamiento en Europa en 2015 [3].....	14
Figura 2.5. Peatones fallecidos según tipo de vía en Europa en 2015 [3].....	15
Figura 2.6. Tipología de accidente en España en 2015 [5]. .....	18
Figura 2.7. Tipología de accidente en vías interurbanas y urbanas en España en 2015 [5]. .....	18
Figura 2.8. Letalidad según grupo de edad y medio de desplazamiento en España en 2015 [5].	19
Figura 2.9. Categorización de los atropellos a peatones. ....	24
Figura 2.10. Trayectorias post-impacto del peatón tras un atropello: envolvimiento, proyección hacia delante, volteo sobre la aleta, volteo sobre el techo y salto mortal.....	27
Figura 2.11. Regiones del cuerpo del peatón lesionadas y trayectorias de la cabeza.....	28
Figura 2.12. Frecuencia de regiones anatómicas lesionadas. De izquierda a derecha: lesiones a nivel global, lesiones debidas al primer impacto y lesiones debidas al segundo impacto [16]...	30
Figura 2.13. Localización de los impactos de la cabeza en diferentes tipos de vehículos [17]...	31
Figura 2.14. Anatomía de la cabeza. ....	31
Figura 2.15. Mecanismo lesional de contragolpe en la cabeza. ....	33
Figura 2.16. Movimientos de hiperextensión e hiperflexión en el cuello. ....	35
Figura 2.17. Anatomía del tórax.....	36
Figura 2.18. Anatomía del abdomen. ....	37
Figura 2.19. Anatomía de la pelvis. ....	41
Figura 2.20. Lesiones principales en las extremidades inferiores del peatón como consecuencia de un atropello.....	42
Figura 2.21. Anatomía de la articulación de la rodilla. ....	44
Figura 2.22. Valgo y varo forzado en las piernas.....	45
Figura 2.23. Mecanismo de lesión del ángulo de flexión de la rodilla ((a) valores positivos y (b) valores negativos) [59].....	46
Figura 2.24. Mecanismos de lesión en el tobillo. ....	46
Figura 2.25. Puntuación según la Escala de Coma de Glasgow [67]. ....	52
Figura 2.26. Curva de riesgo de lesión en la cabeza en función del criterio HIC a 15 ms.....	55
Figura 2.27. Reconstrucción secuencial de un atropello utilizando el modelo MOSES [10]. ....	62
Figura 2.28. Modelo de elementos finitos del dummy Hybrid III.....	68
Figura 2.29. Posición del acelerómetro en la cabeza del dummy Hybrid III [105].....	68
Figura 2.30. Vista lateral y vista frontal del tórax del dummy Hybrid III [105].....	69
Figura 2.31. Cadera del dummy Hybrid III [105]. ....	70
Figura 2.32. Plano de conjunto del dummy Hybrid III [105].....	70
Figura 2.33. Dummy para impacto lateral (modelo SID).....	71
Figura 2.34. Modelos multicuerpo. ....	72
Figura 2.35. Modelos de elementos finitos. ....	73
Figura 2.36. Modelo virtual del impactador de cabeza [111].....	75
Figura 2.37. Modelo virtual del impactador de muslo y cadera [111]. ....	76
Figura 2.38. Modelo virtual del impactador de pierna [111]. ....	76

Figura 2.39. Impactador simulador de pierna TRL Flex-PLI [114].	77
Figura 2.40. Modelo virtual del dummy Hybrid III 50 <sup>th</sup> percentile male y Hybrid III 6-year-old [111].	78
Figura 2.41. Correlación entre la velocidad de atropello y los daños observados en el vehículo [119].	80
Figura 2.42. Crash test de Euro NCAP para protección de cabeza del peatón.	82
Figura 2.43. Crash test de Euro NCAP para protección de la parte superior de las piernas del peatón.	82
Figura 2.44. Crash test de Euro NCAP para protección de la parte inferior de las piernas.	83
Figura 2.45. Ensayos de protección al peatón según Reglamento n° 78/2009.	83
Figura 2.46. Airbags para peatones.	87
Figura 2.47. Capós con paneles multicono.	88
Figura 2.48. Capó activo.	88
Figura 2.49. Principales puntos de contacto entre el frontal del vehículo y las extremidades inferiores.	89
Figura 2.50. Traviesa de peatones.	89
Figura 2.51. Sistema de vision nocturna.	90
Figura 2.52. Sensores traseros en la elusión de atropellos.	91
Figura 3.1. Informe de lesiones de un peatón atropellado.	94
Figura 3.2. Daños observados en un vehículo implicado en un atropello.	94
Figura 3.3. Reconstrucción virtual de un atropello.	96
Figura 3.4. Ejemplo de informe de lesiones en un peatón tras un atropello.	99
Figura 3.5. Ejemplo de tabla de codificación AIS de lesiones [123].	99
Figura 3.6. Frecuencia de lesión y gravedad según región anatómica.	102
Figura 3.7. Severidad de lesión según región corporal del peatón en caso de atropello.	103
Figura 3.8. Valor MAIS en zona tronco-abdominal (a), valor AIS más frecuente en tórax (b), valor MAIS en extremidades inferiores (c) y valor AIS más frecuente en extremidades inferiores (d).	107
Figura 3.9. Valor ISS (a) y valor NISS (b), según velocidad de impacto.	108
Figura 3.10. Gravedad de lesión AIS más frecuente en las diferentes regiones anatómicas según la velocidad de impacto.	111
Figura 3.11. Gravedad de lesión AIS ponderado en las diferentes regiones anatómicas según la velocidad de impacto.	112
Figura 3.12. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto inferior a 40 km/h.	113
Figura 3.13. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto comprendida entre 40 y 60 km/h.	113
Figura 3.14. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto comprendida entre 60 y 80 km/h.	114
Figura 3.15. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto superior a 80 km/h.	114
Figura 4.1. Plan de trabajo a seguir en una simulación.	122
Figura 4.2. Actividades de verificación y validación de un modelo virtual [145].	124
Figura 4.3. Proceso de validación virtual según Reglamento (UE) No.371/2010 [146].	126
Figura 4.4. Comparación entre modelo de elementos finitos y modelo multicuerpo.	128
Figura 4.5. Hoja de ruta para preparación de la simulación.	132

Figura 4.6. Mallado del modelo de vehículo y detalle del mallado del capó. ....	133
Figura 4.7. Fase de selección de materiales en LS-PrePost. ....	134
Figura 4.8. Ejemplo de posicionamiento del dummy respect del frontal del vehículo en LS-PrePost.....	136
Figura 4.9. Interfaz ANSYS Product Launcher. ....	137
Figura 4.10. Identificación de la instrumentación del dummy para selección de nodos en la visualización de resultados de la simulación.....	138
Figura 4.11. Dimensiones exteriores principales del modelo de vehículo Citroën C6. ....	141
Figura 4.12. Dimensiones exteriores principales del modelo de vehículo Mercedes Benz M Class. ....	141
Figura 4.13. Posición del peatón respecto del frontal del vehículo para ensayo de validación del modelo virtual. ....	143
Figura 4.14. Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 20 km/h. ....	143
Figura 4.15. Resultado HIC en el atropello frontal a 20 km/h. ....	143
Figura 4.16. Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 40 km/h. ....	144
Figura 4.17. Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 60 km/h. ....	145
Figura 4.18. Detalle de la defensa metálica incorporada en el parachoques delantero del Mercedes Benz M Class.....	145
Figura 4.19. Secuencia post-impacto del peatón con sistema de capó activo a 40 km/h. ....	147
Figura 4.20. Secuencia post-impacto del peatón con defensa delantera a 40 km/h. ....	147
Figura 5.1. Modelos de vehículos utilizados en el análisis de protección de cabeza: Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller. ....	150
Figura 5.2. Modelo virtual del dummy Hybrid III 50 <sup>th</sup> Percentile Standing. ....	151
Figura 5.3. Probabilidad de sufrir una lesión en la cabeza según el valor HIC [152]. ....	152
Figura 5.4. Modelos de vehículos utilizados en el análisis de protección de cabeza: Audi TT y Audi Q5.....	153
Figura 5.5. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 20 km/h. ....	156
Figura 5.6. Aceleración en el centro de gravedad de la cabeza del peatón en función del tiempo de impacto: valores HIC y HIC(d). ....	156
Figura 5.7. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 40 km/h. ....	157
Figura 5.8. Probabilidad de sufrir una lesión cerebral según HIC y gravedad de lesión (AIS). ....	157
Figura 5.9. Secuencia de atropello frontal con Peugeot Traveller a 40 km/h.....	158
Figura 5.10. Secuencia de atropello lateral con Peugeot Traveller a 40 km/h. ....	159
Figura 5.11. Secuencia de atropello por la espalda con Peugeot Traveller a 40 km/h. ....	159
Figura 5.12. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 20 km/h con capó activo. ....	160
Figura 5.13. Secuencia de atropello trasero con Mercedes Benz GLC a 40 km/h sin capó activo. ....	161
Figura 5.14. Secuencia de atropello trasero con Mercedes Benz GLC a 40 km/h con capó activo. ....	161
Figura 5.15. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 20 km/h. ....	163
Figura 5.16. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h. ....	163
Figura 5.17. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 60 km/h. ....	163
Figura 5.18. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h. ....	164
Figura 5.19. Secuencia de atropello frontal con Audi TT a 40 km/h. ....	164
Figura 5.20. Dimensiones exteriores del modelo de vehículo Audi Q5.....	165

Figura 5.21. Dimensiones exteriores del modelo de vehículo Audi TT.....	166
Figura 5.22. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h utilizando un impactador de cabeza.....	166
Figura 5.23. Comparación de resultados de aceleración en función del tiempo en un dummy de cuerpo completo (a) y un impactador de cabeza (b). ....	167
Figura 5.24. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en cabeza utilizando un dummy. ....	168
Figura 5.25. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en cabeza utilizando un impactador.....	169
Figura 5.26. Criterios de lesión cerebral utilizados en los ensayos virtuales.....	169
Figura 5.27. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión cerebral. ....	170
Figura 5.28. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión cerebral.....	170
Figura 5.29. Resultados de análisis de influencia del capó activo en gravedad de lesión cerebral. ....	171
Figura 5.30. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión cerebral.....	171
Figura 5.31. Resultados de análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión cerebral. ....	172
Figura 5.32. Comparación de resultados de un dummy frente a un impactador de cabeza. ....	172
Figura 6.1. Modelos virtuales y reales de los modelos de vehículo para análisis de parámetros de lesión de la pierna (en orden descendente: BMW 116, Citroën C6 y Mercedes Benz M Class). ....	174
Figura 6.2. Modelo virtual y real del impactador de pierna utilizado.....	175
Figura 6.3. Secuencia de eventos de la simulación de un atropello lateral a 50 km/h con el modelo BMW 116 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	177
Figura 6.4. Resultados de simulación de atropello lateral a 50 km/h con el modelo BMW 116 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	178
Figura 6.5. Secuencias de atropello del impactador de pierna a diferentes velocidades de impacto.....	179
Figura 6.6. Aceleración en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral. ....	181
Figura 6.7. Ángulo de flexión en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral.....	181
Figura 6.8. Dislocación en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral. ....	182
Figura 6.9. Secuencias de atropello con impactador de pierna para diferentes materiales de capó. ....	182
Figura 6.10. Fuerza axial (a), momento de torsión (b), momento flector (c) y fuerza transversal (d) en fémur derecho en caso de atropello lateral a 20 km/h por el Mercedes Benz M Class con el dummy.....	190
Figura 6.11. Probabilidad de lesión AIS 2+ y AIS 3+ en la zona del fémur según la fuerza axial soportada [159].....	191
Figura 6.12. Probabilidad de fractura de tibia según el momento flector [159].....	192

Figura 6.13. Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 20 km/h con dummy.	192
Figura 6.14. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (35, 40, 45 y 50 ms).	193
Figura 6.15. Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 40 km/h con dummy.	194
Figura 6.16. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (20, 25, 30, 35, 40, 45 y 60 ms).	194
Figura 6.17. Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 60 km/h con dummy.	195
Figura 6.18. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (20, 25, 30, 35, 40 y 45 ms).	196
Figura 6.19. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (130, 140 y 145 ms).	196
Figura 6.20. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 20 km/h con dummy.	199
Figura 6.21. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (15, 20, 25, 30, 35, 40, 45 y 50 ms).	200
Figura 6.22. Secuencia del atropello frontal del Mercedes Benz M Class a 40 km/h con dummy.	200
Figura 6.23. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).	200
Figura 6.24. Secuencia de impactos en instantes críticos del atropello a 40 km/h (40, 45, 50 y 55 ms).	201
Figura 6.25. Secuencia del atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 60 km/h con dummy.	201
Figura 6.26. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (5, 10, 15 y 20 ms).	201
Figura 6.27. Atropello frontal a 40 y 60 km/h en el instante 30 ms.	204
Figura 6.28. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 20 km/h con dummy.	204
Figura 6.29. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 40 km/h con dummy.	205
Figura 6.30. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 60 km/h con dummy.	206
Figura 6.31. Curvas tensión-deformación de un material frágil y un material tenaz en un ensayo de tracción [160].	208
Figura 6.32. Comparativa de curvas tensión-deformación en aleaciones de aluminio y aceros.	208
Figura 6.33. Dimensiones de los vehículos Citroën C6 y Mercedes Benz M Class.	209
Figura 6.34. Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 20 km/h con dummy.	210
Figura 6.35. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).	210
Figura 6.36. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (50, 55, 60, 65, 70 y 75 ms).	210
Figura 6.37. Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 40 km/h con dummy.	211

Figura 6.38. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).....	211
Figura 6.39. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (40, 45, 50, 55 y 60 ms).....	211
Figura 6.40. Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 60 km/h con dummy. ....	212
Figura 6.41. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).....	212
Figura 6.42. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna. ....	216
Figura 6.43. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy.....	217
Figura 6.44. Criterios de lesión en las extremidades inferiores utilizados en los ensayos virtuales.....	217
Figura 6.45. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión en extremidades inferiores.....	218
Figura 6.46. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna.....	219
Figura 6.47. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy. ....	219
Figura 6.48. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna.....	220
Figura 6.49. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy. ....	220
Figura 6.50. Resultados de análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores.....	221
Figura 6.51. Comparación de resultados de un dummy frente a un impactador de pierna. ....	221
Figura 7.1. Curvas de riesgo de lesión AIS 2+, 3+, 4+ y 5+ para el dummy Hybrid III 50 <sup>th</sup> male según la máxima deflexión del tórax (Dmax) [88].....	224
Figura 7.2. Curvas de riesgo de lesión AIS 2+, 3+, 4+ y 5+ para el dummy Hybrid III 50 <sup>th</sup> male según la máxima aceleración registrada en el tórax (Amax) [88].....	225
Figura 7.3. Costillas pertenecientes al dummy Hybrid III. ....	226
Figura 7.4. Instrumentación de la parte torácica del dummy Hybrid III. ....	227
Figura 7.5. Diagrama del procedimiento de cálculo del criterio de viscosidad en el tórax del dummy [169].....	231
Figura 7.6. Modelos virtuales y reales de los modelos de vehículo para análisis de parámetros de lesión del torso del peatón (de arriba a abajo: Citroën C6, Mercedes Benz M Class, Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller).....	234
Figura 7.7. Comparación de diseño de frontal del vehículo en atropello lateral (de izquierda a derecha: modelo Citroën C6, Mercedes Benz M Class, Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller).....	241
Figura 7.8. Impactador virtual simulador de la zona torso-abdominal del peatón. ....	243
Figura 7.9. Posicionamiento estático del impactador de torso en atropello frontal y lateral con Citroën C6. ....	243
Figura 7.10. Posicionamiento estático del impactador de torso en atropello frontal y lateral con Mercedes Benz M Class.....	244



Figura 7.11. Posicionamiento del impactador de torso en atropello lateral con Citroën C6 a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha). .....	244
Figura 7.12. Posicionamiento del impactador de torso en atropello lateral con Mercedes Benz M Class a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha). .....	244
Figura 7.13. Posicionamiento del impactador de torso en atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha). .....	244
Figura 7.14. Cálculo del ángulo de impacto y de los puntos mínimos de impacto del torso sobre el capó. ....	245
Figura 7.15. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello frontal con Citroën C6. ....	251
Figura 7.16. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello lateral con Citroën C6. ....	252
Figura 7.17. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello frontal con Mercedes Benz M Class. ....	254
Figura 7.18. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello lateral con Mercedes Benz M Class. ....	255
Figura 7.19. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 10° y Citroën C6. ....	257
Figura 7.20. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 30° y Citroën C6. ....	258
Figura 7.21. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 30° y Mercedes Benz M Class. ....	259
Figura 7.22. Ángulos de impacto del torso sobre el capó del Citroën C6. ....	260
Figura 7.23. Ángulos de impacto del torso sobre el capó del Mercedes Benz M Class. ....	260
Figura 7.24. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello frontal con Citroën C6. ....	262
Figura 7.25. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello lateral con Citroën C6. ....	263
Figura 7.26. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello frontal con Mercedes Benz M Class. ....	265
Figura 7.27. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello lateral con Mercedes Benz M Class. ....	266
Figura 7.28. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello frontal con Citroën C6. ....	267
Figura 7.29. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello lateral con Citroën C6. ....	268
Figura 7.30. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello frontal con Mercedes Benz M Class. ....	269
Figura 7.31. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello lateral con Mercedes Benz M Class. ....	270
Figura 7.32. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	271
Figura 7.33. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en zona torso-abdominal utilizando un impactador de torso. ....	271
Figura 7.34. Criterios de lesión torácica utilizados en los ensayos virtuales. ....	272

Figura 7.35. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy. ....	272
Figura 7.36. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy. ....	273
Figura 7.37. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy. ....	273
Figura 7.38. Resultados de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy. ....	274
Figura 7.39. Determinación de ángulos de impacto utilizados en los ensayos virtuales de análisis de lesión torácica. ....	274
Figura 7.40. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión torácica utilizando un impactador de torso. ....	275
Figura 7.41. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión torácica utilizando un impactador de torso. ....	275
Figura 7.42. Resultados de análisis de influencia del ángulo de impacto en lesión torácica. ...	276
Figura 8.1. Proceso de homologación virtual. ....	279
Figura 8.2. Ángulo de impacto del simulador de cabeza [135]. ....	290
Figura 8.3. Área de impacto del parabrisas con el simulador de cabeza [135]. ....	290
Figura 8.4. Delimitación de la zona de ensayo del capó. ....	291
Figura 8.5. Identificación de los puntos de ensayo. ....	292
Figura 8.6. Ensayo del impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó [135]. ....	293
Figura 8.7. Velocidad del ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135]. ....	294
Figura 8.8. Ángulo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135]. ....	295
Figura 8.9. Energía cinética del ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135]. ....	296
Figura 8.10. Determinación de la esquina del parachoques [174]. ....	297
Figura 8.11. Puntos objetivo de ensayo de impacto con simulador de pierna en parachoques. ....	297
Figura 8.12. Posicionamiento del impactador simulador de pierna contra el parachoques [114]. ....	298
Figura 8.13. Determinación de las zonas HIC 1000 y HIC 1700 en el ensayo de impacto de la cabeza [114]. ....	300
Figura 8.14. Procedimiento actual de homologación de protección al peatón. ....	302
Figura 8.15. Homologación virtual frente a homologación híbrida. ....	303
Figura 8.16. Procedimiento de homologación virtual mediante un dummy y Procedimiento de homologación virtual mediante impactadores. ....	303
Figura 8.17. Categorías de protección propuestas en el Procedimiento de homologación virtual. ....	304
Figura 8.18. Procedimiento de homologación virtual propuesto mediante impactadores. ....	306
Figura 8.19. Procedimiento de homologación virtual propuesto mediante un dummy. ....	307
Figura 0.1. Línea de referencia lateral [174]. ....	339
Figura 0.2. Línea de referencia del borde delantero del capó [174]. ....	340
Figura 0.3. Línea de referencia trasera del capó [174]. ....	340
Figura 0.4. Distancia perimétrica [174]. ....	341

Figura 0.5. Línea de referencia superior del parachoques [174]. .....	342
Figura 0.6. Línea de referencia inferior del parachoques [174]. .....	342



# Índice de tablas

Tabla 2.1. Peatones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según tipo de vía en España en 2015 [4]. .....	16
Tabla 2.2. Lesividad de los peatones según luminosidad en vías interurbanas y urbanas en España en 2015 [4]. .....	17
Tabla 2.3. Peatones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según grupo de edad en vías interurbanas en España en 2015 [4]. .....	20
Tabla 2.4. Peatones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según grupo de edad en vías urbanas en España en 2015 [4]. .....	21
Tabla 2.5. Acción del peatón víctima en el momento del atropello en España en 2015 [4]. .....	22
Tabla 2.6. Infracciones de los peatones víctimas en vías urbanas en España en 2015 [4]. .....	23
Tabla 2.7. Distribución de lesiones en el peatón atropellado según zonas anatómicas [15]. .....	28
Tabla 2.8. Partes del vehículo que impactan al peatón en caso de atropello [15]. .....	29
Tabla 2.9. Codificación de severidad de lesión según la escala AIS. ....	48
Tabla 2.10. Lesiones y severidad AIS en diferentes regiones anatómicas. ....	48
Tabla 2.11. Puntuación según la escala Trauma Score Revisado. ....	52
Tabla 2.12. Valores de aceleración y deflexión tolerables para dummies de distintos tamaños. ....	56
Tabla 3.1. Variables de clasificación de la muestra de datos. ....	97
Tabla 3.2. Ejemplo de clasificación de la muestra de datos según las características del escenario del atropello. ....	98
Tabla 3.3. Ejemplo de clasificación de lesiones según region anatómica y descripción, junto con cálculo de la severidad de lesión. ....	100
Tabla 3.4. Gravedad de la lesión más frecuente según región anatómica. ....	101
Tabla 3.5. Comparativa de lesiones frecuentes en atropello en función de su gravedad y región corporal. ....	106
Tabla 4.1. Valores de lesión en cabeza (HIC), cuello (NIC), pecho (CSI) y cadera (LEC) obtenidos en las simulaciones para validación del modelo virtual. ....	146
Tabla 5.1. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la cabeza. ....	151
Tabla 5.2. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la cabeza. ....	152
Tabla 5.3. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del sistema de seguridad de capó activo en parámetros de lesión de la cabeza. ....	153
Tabla 5.4. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el análisis de influencia del material del capó. ....	154
Tabla 5.5. Parámetros de las simulaciones de análisis de influencia del material del capó en parámetros de lesión de la cabeza. ....	154
Tabla 5.6. Parámetros de las simulaciones de análisis de influencia del diseño del frontal en parámetros de lesión de la cabeza. ....	155
Tabla 5.7. Parámetros de las simulaciones del análisis de comparación de resultados de gravedad de lesión en la cabeza del peatón utilizando un dummy frente a un impactador de cabeza. ....	155
Tabla 5.8. Resultados sobre influencia de velocidad en parámetros de lesión de la cabeza. ....	157

Tabla 5.9. Resultados sobre influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la cabeza con Peugeot Traveller.....	159
Tabla 5.10. Resultados de análisis de influencia del capó activo en parámetros de lesión de la cabeza.....	162
Tabla 5.11. Resultados sobre influencia del material del capó en parámetros de lesión de cabeza.....	163
Tabla 5.12. Resultados sobre influencia de la altura del frontal en parámetros de lesión de la cabeza.....	165
Tabla 5.13. Resultados sobre influencia del modelo de peatón (dummy o impactador de cabeza) en parámetros de lesión de cabeza. ....	167
Tabla 6.1. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad y de la posición del peatón en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	175
Tabla 6.2. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del tipo de material en el análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	176
Tabla 6.3. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo con el modelo Citroën C6 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	176
Tabla 6.4. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo con el modelo Mercedes Benz M Class en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	176
Tabla 6.5. Propiedades del material utilizado en el análisis de influencia del material del vehículo en el análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	177
Tabla 6.6. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la velocidad (atropello lateral y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	178
Tabla 6.7. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la posición del peatón respecto al vehículo (atropello frontal y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	180
Tabla 6.8. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia del tipo de material del frontal del vehículo (atropello lateral a 40 km/h y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	183
Tabla 6.9. Altura del frontal de los modelos de vehículos utilizados las simulaciones del análisis de parámetros de lesión de la pierna. ....	184
Tabla 6.10. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo (atropello lateral) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.....	185
Tabla 6.11. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy. ....	187
Tabla 6.12. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy. ....	187
Tabla 6.13. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del material del vehículo en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy. ....	187
Tabla 6.14. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy.....	188
Tabla 6.15. Tolerancia de lesión en fémur y tibia [25]. ....	190
Tabla 6.16. Tolerancia de lesión en la articulación de la rodilla [25]. ....	191
Tabla 6.17. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de tibia y fémur. ....	197

Tabla 6.18. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de rodilla. ....	197
Tabla 6.19. Resultados de atropello frontal a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de tibia y fémur. ....	202
Tabla 6.20. Resultados de atropello frontal a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de rodilla. ....	202
Tabla 6.21. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class y carrocería de aluminio en lesiones de tibia y fémur. ....	207
Tabla 6.22. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class y carrocería de aluminio en lesiones de rodilla. ....	207
Tabla 6.23. Resultados de atropello lateral a dummy con Citroën C6 en lesiones de tibia y fémur. ....	213
Tabla 6.24. Resultados de atropello lateral a dummy con Citroën C6 en lesiones de rodilla. ..	213
Tabla 7.1. Valores de referencia de evaluación de lesión en la familia de dummies Hybrid III. ....	228
Tabla 7.2. Valores umbrales de parámetros de lesión según distintos niveles de protección en caso de impacto. ....	229
Tabla 7.3. Comparación de criterios de comportamiento en la zona torso-abdominal del peatón en reglamentación europea y americana en caso de colisión frontal y colisión lateral. ....	233
Tabla 7.4. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad y de la posición del peatón en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	235
Tabla 7.5. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del material del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	236
Tabla 7.6. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del diseño del frontal del vehículo en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	236
Tabla 7.7. Resultados del análisis de influencia de la velocidad de impacto en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	237
Tabla 7.8. Resultados del análisis de influencia del material de la carrocería en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	240
Tabla 7.9. Resultados del análisis de influencia del diseño del frontal del vehículo en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy. ....	241
Tabla 7.10. Ángulos de impacto y puntos de impacto sobre el capó del impactador de torso en diferentes escenarios de atropellos. ....	245
Tabla 7.11. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de velocidad de impacto, posición del peatón y ángulo de impacto en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un impactador simulador de torso con el Citroën C6. ....	246
Tabla 7.12. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad de impacto, posición del peatón y ángulo de impacto en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un impactador simulador de torso con el Mercedes Benz M Class. ....	247
Tabla 7.13. Resultados de simulaciones realizadas con impactador simulador de torso con Citroën C6. ....	248
Tabla 7.14. Resultados de las simulaciones realizadas con impactador simulador de torso con el Mercedes Benz M Class. ....	249





## *Capítulo I*

# **1. Introducción**

En este capítulo se pretende introducir al lector en la necesidad identificada en la situación de la seguridad vial actual y que motiva el desarrollo de esta investigación. Se definen, además, las principales metas a alcanzar a lo largo de la realización de esta tesis doctoral, junto con la descripción de la estructura que compone este documento y que ayuda a seguir el proceso de la actividad investigadora desarrollada.

### **1.1. Introducción y planteamiento del problema**

Las lesiones causadas por los accidentes de tráfico son la octava causa mundial de muerte y, lo que es más alarmante, son la primera entre los jóvenes de 15 a 29 años, según datos de la Organización Mundial de la Salud [1]. Si no se toman medidas, los siniestros viales pueden convertirse en el año 2030 en la quinta causa de muerte.

Los accidentes de tráfico se cobraron la vida de 1,3 millones de personas en 2015. Destaca que prácticamente la mitad de todas las víctimas mortales (49%) corresponde a los llamados usuarios vulnerables de la vía pública: peatones (22%), motociclistas (23%) y ciclistas (4%). Por tanto, se debe prestar más atención a las necesidades de los usuarios más desprotegidos de la vía si se quiere reducir de forma considerable el número de fallecidos. Cabe destacar que, en Europa, el porcentaje de peatones fallecidos (26%) supera el porcentaje de peatones fallecidos a nivel mundial (22%). El peatón se convierte así en el elemento más débil en caso de impacto, ya que por encima de 60 km/h la gran mayoría de los atropellos son mortales. Es por ello que esta tesis doctoral, tras un primer análisis macroscópico de las cifras de víctimas de los accidentes de tráfico, decide centrarse en el estudio del atropello a un peatón. A la alta tasa de fallecidos, se añaden además entre 20 y 50 millones de personas que sufren traumatismos no mortales, que pueden desembocar en discapacidades o importantes secuelas. A los elevados costes sociales, se suman unos considerables costes económicos. Los accidentes de tráfico suponen aproximadamente un 3% del producto interior bruto, aumentando al 5% en países de ingresos medios y bajos.

Tratar de reducir las cifras implica comprender las posibles interacciones e interrelaciones que pueden darse entre los factores humanos, técnicos, sociales y

organizativos. De hecho, los siniestros viales y concretamente sus lesiones son predecibles y en gran medida prevenibles. Para poder actuar en consecuencia, diseñar y adoptar medidas realmente eficaces, resulta imprescindible conocer cómo y por qué ocurren estos siniestros. Por tanto, en primer lugar, se necesita conocer cuáles son los parámetros más influyentes en la gravedad del problema que se plantea en esta tesis doctoral, el atropello. Con este fin, esta investigación parte de una profunda revisión de estudios sobre atropellos disponibles en la literatura. El objetivo de ello es comprender el fenómeno del atropello, qué factores son los más influyentes en la probabilidad de atropello así como en la severidad de éste, además de conocer cuáles son los mecanismos lesionales que pueden darse en las diferentes regiones anatómicas del peatón y qué parámetros se utilizan para evaluar el riesgo de lesión. Gracias a este primer estudio del fenómeno físico que supone el atropello, analizado desde un punto de vista biomecánico, se pudo determinar qué parámetros debían ser evaluados en los ensayos llevados a cabo a lo largo de este trabajo. Así, se concluyó que tanto la velocidad de impacto, como la posición del peatón en el momento del atropello y el diseño del frontal del vehículo se encontraban entre los parámetros más influyentes en las lesiones que puede sufrir un peatón.

A su vez, conocer la forma en la que se produce cada lesión según la zona corporal en la que ocurra y los criterios utilizados para categorizar la gravedad de una lesión específica permitieron el análisis microscópico posterior de una muestra de atropellos reales. Tras este análisis de datos, se concluyó que la gravedad de las lesiones en la zona torso-abdominal influía notablemente en la probabilidad de supervivencia del peatón e incluso, en determinados casos, lo hacía al mismo nivel que las lesiones cerebrales. En esta conclusión es en la que se fundamenta el resto de este trabajo.

Cabe recordar en este momento que el papel que juegan los fabricantes de automóviles en la protección al peatón es fundamental, ya que el diseño del vehículo es uno de los factores que más influye en la gravedad del atropello. Todos los nuevos modelos de vehículos deben superar una serie de requisitos mínimos en materia de seguridad mediante los ensayos de homologación antes de poder ser puestos en el mercado. Sin embargo, esta normativa sólo evalúa la protección que ofrece un vehículo en las zonas de la cabeza y las extremidades inferiores de un peatón. La zona tronco-abdominal, en cambio, sólo es analizada en homologación en caso de colisión frontal y lateral, pero únicamente si se trata del ocupante de un vehículo. Por tanto, existe una carencia latente tras la primera conclusión clave obtenida en esta tesis, la zona torso-abdominal debe ser también evaluada en los ensayos de homologación de protección al peatón. Como consecuencia de ello, se considera necesario proponer una metodología de ensayo que permita evaluar esta zona.

Los ensayos de homologación, concretamente los referidos a la protección del peatón, son destructivos y suponen considerables costes, tanto económicos como de tiempo. Este problema puede resolverse mediante la realización de ensayos virtuales de homologación. Se trata de una alternativa a los ensayos reales, especialmente eficaz en pruebas repetitivas como es el caso de los ensayos de atropellos. Cabe destacar el enorme poder

que representan las herramientas informáticas en la industria del automóvil. Actualmente, resulta impensable el diseño de un vehículo, o de uno de sus sistemas de seguridad, sin la presencia de un ensayo virtual. Y aunque la técnica de simulación no sea capaz de sustituir completamente a los ensayos físicos, se han consultado estudios que han demostrado que los ensayos virtuales sí pueden aportar claros beneficios en aquellos casos donde es necesario llevar a cabo ensayos repetitivos. La explicación se encuentra en que las simulaciones hechas por ordenador permiten simular la realidad considerando un elevado número de variables, de forma que unido a las cada vez mayores prestaciones de los programas de diseño y los ordenadores, las diferencias entre un modelo virtual y un modelo real son cada vez menores, reduciendo así la distancia entre los resultados obtenidos mediante ensayos experimentales y ensayos realizados por ordenador. De hecho, los ensayos virtuales están adquiriendo cada vez mayor importancia por parte de los responsables legislativos. Se ha detectado incluso un reglamento europeo que permite el testado virtual en ciertos actos reglamentarios bajo unas condiciones generales en los métodos de ensayo virtuales que aseguren un mismo nivel de confianza en los resultados que los ensayos experimentales. Es entonces cuando se propone en esta tesis doctoral plantear una convivencia entre ensayos experimentales y ensayos virtuales en la normativa de homologación en lo que a protección al peatón se refiere, dadas las importantes ventajas que pueden aportar las simulaciones por ordenador y debido a que la homologación virtual apunta a establecerse como una alternativa a los ensayos reales en el futuro.

No obstante, se debe tener en cuenta que para poder desarrollar modelos matemáticos fiables es necesario partir de modelos reales y de ensayos físicos a los que estos modelos se hayan visto sometidos. Por tanto, la única forma de poder asegurar que el comportamiento de un modelo virtual representa de forma fiable el fenómeno real que se pretende estudiar es mediante los ensayos de validación. En esta investigación, para asegurar que el modelo virtual planteado (las simplificaciones, nivel de discretización y condiciones de contorno adoptadas) refleja la realidad de un atropello, se realizan unas simulaciones iniciales. En ellas, se simulan diferentes escenarios de atropello y sus resultados son comparados con los obtenidos en ensayos experimentales en estudios disponibles en la literatura que evalúan los mismos parámetros.

Tras comprobar que el modelo virtual planteado en este trabajo se comporta como cabría esperar en un atropello real, se plantea la realización de diversos ensayos virtuales en los que se analizan la gravedad de lesión en la cabeza y las extremidades inferiores. En ellos, se evalúa la influencia de los parámetros más determinantes en las consecuencias de un atropello (velocidad de impacto, posición del peatón en el momento del atropello y diseño del frontal del vehículo). Con estas simulaciones se pretenden varios fines. Por un lado, con el análisis de la velocidad se busca comprobar si con el valor de velocidad ensayado en la normativa es suficiente o si, por el contrario, se debería modificar o ampliar dicho valor. Asimismo, dado que la tendencia que debe mostrar la gravedad de lesión bajo la influencia de determinadas variables es conocida, estas simulaciones permiten validar el modelo virtual bajo otras condiciones de ensayo. Además, dado que en estos ensayos

virtuales se utilizan tanto dummies de cuerpo completo como impactadores de regiones anatómicas aisladas, se ha podido comprobar que tanto una opción como la otra permiten obtener las mismas conclusiones sobre severidad de lesión. Pero cabe no olvidar la premisa de esta investigación, que consiste en proponer una metodología que evalúe la zona torso-abdominal. Así, estas simulaciones realizadas con un dummy de cuerpo completo en la que se estudia el daño en la cabeza y las extremidades inferiores permitieron obtener en detalle la dinámica post-impacto de la zona torácica del peatón bajo diferentes condiciones de ensayo. Esto permitió que fuese posible determinar las condiciones óptimas de ensayo para evaluar la gravedad de lesión en la región torso-abdominal y asegurar así una correcta homologación virtual en lo que a elección de velocidad de impacto, ángulo de lanzamiento de un posible impactador de torso y criterios y límites biomecánicos a analizar se refiere. A estas conclusiones sobre las condiciones de ensayo a tener en cuenta en el procedimiento de homologación planteado se llegó tras otro análisis realizado mediante simulaciones que se centraban en evaluar el daño en la región torácica.

Finalmente, y con el objetivo de recopilar las conclusiones extraídas tras los diversos ensayos virtuales llevados a cabo a lo largo de esta investigación, el documento finaliza con la propuesta de un procedimiento para la homologación virtual que permite evaluar la protección que ofrece un determinado modelo de vehículo a un peatón teniendo en cuenta el daño experimentado en la cabeza, las extremidades inferiores y también la zona torso-abdominal. La evaluación en esta última zona sería la principal aportación. Se plantean dos opciones posibles en este procedimiento de ensayo: realizar los ensayos con un dummy de cuerpo completo, o bien con un impactador que simule la región anatómica a estudiar de forma aislada. Dado que la normativa únicamente realiza ensayos con impactadores, se considera importante la conclusión obtenida en esta investigación que versa que tanto los dummies como los impactadores virtuales permitirían obtener las mismas conclusiones sobre severidad de lesión. Sin embargo, la incorporación de dummies en ensayos de homologación se traduciría en una mayor cantidad de conocimiento sobre el fenómeno del atropello, ya que permite evaluar la cinemática post-impacto del peatón además de la severidad de las lesiones. Igualmente, con el procedimiento planteado para un dummy, se aseguraría la evaluación sobre las diferentes zonas en las que se divide el frontal de un vehículo pero con un menor número de ensayos de los que se necesitarían con el uso de impactadores, obteniendo en consecuencia un ahorro considerable.

## **1.2. Objetivos**

En este apartado se formulan los objetivos que se pretenden alcanzar en el desarrollo de esta tesis doctoral. Éstos permitirán planificar las diferentes fases de la actividad investigadora.

Entre los objetivos generales de esta investigación, se encuentran:

- Cuantificar la magnitud del problema del atropello dentro del contexto de la situación actual de la seguridad vial.
- Identificar las lesiones más frecuentes que puede experimentar un peatón tras un atropello, así como los mecanismos que las producen y los criterios que permiten evaluar su gravedad.
- Analizar desde el punto de vista de la Biomecánica el fenómeno del atropello a un peatón.
- Investigar las consecuencias lesionales de un atropello cuando éste tiene lugar a una velocidad diferente a la utilizada en los ensayos de homologación.
- Analizar si existen carencias en los actuales ensayos de homologación y, en caso afirmativo, identificar posibles mejoras.
- Estudiar la viabilidad de utilizar ensayos virtuales como alternativa a los actuales ensayos experimentales de homologación en materia de protección al peatón.
- Redactar un procedimiento en el que se recopilen las condiciones de ensayo y requerimientos de comportamiento biomecánico mínimas a cumplir para realizar un ensayo virtual que permita homologar un nuevo modelo de vehículo en materia de protección al peatón, incluyendo en dicho procedimiento las posibles mejoras identificadas para asegurar así una continua mejora en la protección que pueden ofrecer los vehículos en el futuro.

Para poder alcanzar los anteriores propósitos generales se definen, a continuación, una serie de objetivos específicos adicionales:

- Evaluar la magnitud de las consecuencias de los accidentes de tráfico y, concretamente, las debidas al atropello a peatones mediante la recopilación y análisis de estadísticas fiables.
- Realizar una profunda revisión de estudios experimentales sobre atropellos disponibles en la literatura.
- Comprender la secuencia de eventos que pueden darse en un atropello, mediante el estudio de su dinámica y las diversas trayectorias que puede adoptar el peatón tras el impacto con un vehículo.
- Analizar la biomecánica lesional del peatón identificando qué regiones anatómicas resultan más afectadas como consecuencia del atropello, así como el tipo de lesiones que pueden darse y su severidad.
- Realizar una revisión de los criterios de severidad de lesión más ampliamente utilizados en investigaciones de accidentes de tráfico.

- Identificar las Directivas y los Reglamentos encargados de establecer los requisitos mínimos de seguridad referidos a la homologación de sistemas de protección al peatón, además de conocer las condiciones técnicas de sus ensayos y los requerimientos de comportamiento lesional.
- Analizar una muestra real de atropellos o estudios experimentales disponibles en la literatura para evaluar las consecuencias de un atropello bajo diferentes escenarios y, especialmente, diversas velocidades de impacto.
- Incrementar la protección que puede ofrecer un vehículo mediante la propuesta de mejoras respecto de los actuales requerimientos de seguridad establecidos en la normativa de homologación.
- Identificar cuáles serían las fases necesarias para lograr la verificación y validación de un modelo virtual.
- Identificar las fases necesarias para preparar la simulación virtual de un atropello.
- Analizar la biomecánica lesional de un peatón como consecuencia de un atropello mediante la realización de simulaciones hechas por ordenador.
- Identificar las condiciones de ensayo y requerimientos de comportamiento biomecánico que podrían complementar a las pruebas de homologación descritas en la reglamentación actual mediante simulación virtual.

### **1.3. Estructura**

Este documento se compone de nueve capítulos cuyo contenido se describe a continuación:

Este trabajo se inicia en el *Capítulo 1* con una breve introducción sobre la problemática planteada y lo que motiva el desarrollo de esta tesis doctoral. Se citan también los principales pasos que se siguen a lo largo del desarrollo de esta investigación. En este capítulo se incluyen, además, los principales objetivos a alcanzar y un resumen de lo que trata cada capítulo del documento.

El *Capítulo 2* se centra en el análisis del fenómeno del atropello. En primer lugar, se tratará de cuantificar la magnitud del atropello respecto a las cifras estadísticas de seguridad vial. Se continúa con un estudio en detalle de los fundamentos de la biomecánica del atropello a peatones, profundizando en las diferentes tipologías de atropello que pueden darse, así como la biomecánica lesional que provoca y qué parámetros de lesión pueden medir la severidad de las lesiones. Se estudian, además, las diversas metodologías existentes que permiten investigar las causas y consecuencias de un atropello. También, se incluyen descripciones de los diferentes modelos de peatón existentes (tanto en forma de dummy como de impactadores de regiones anatómicas aisladas) haciendo especial hincapié en la descripción de los modelos de tipo virtual. Finalmente, se procede a describir la reglamentación vigente de homologación en materia de protección al peatón.

Tras ampliar los conocimientos sobre el comportamiento mecánico que envuelve el fenómeno del atropello en el capítulo anterior, se procede en el *Capítulo 3* a analizar una

muestra de datos sobre atropellos reales. Con ello se busca determinar si los actuales ensayos de homologación reflejan la realidad del atropello o, por el contrario, resulta necesario proponer mejoras que puedan mejorar los ensayos de homologación vigentes en materia de protección al peatón.

En el *Capítulo 4* se investiga la posibilidad de que los ensayos experimentales de homologación puedan ser sustituidos o complementados mediante la realización de simulaciones hechas por ordenador. El capítulo comienza con una serie de consideraciones que deben ser tenidas en cuenta en todo ensayo virtual, como por ejemplo el proceso de validación. A continuación, se justifica el tipo de modelo virtual y software elegido para llevar a cabo las simulaciones aquí realizadas. Una vez obtenidas las conclusiones sobre la alternativa que ofrecen las herramientas informáticas, se describen las fases que serían necesarias para preparar la simulación de un atropello. Se definen, asimismo, los parámetros de entrada, condiciones de ensayo y los parámetros de salida que han sido considerados en las simulaciones de esta investigación. Este capítulo concluye con una serie de ensayos virtuales que describen un determinado escenario de atropellos cuya respuesta se conoce previamente. Con ello se pretende aceptar como válidas las simplificaciones que se han aplicado en la modelización del vehículo, así como que las condiciones de contorno aplicadas son también válidas para representar fielmente la realidad del atropello que se pretende analizar.

Los posteriores tres capítulos analizan la severidad de lesión que puede experimentar el peatón bajo diferentes escenarios de atropello mediante ensayos virtuales. Se pretende así evaluar la influencia de diversos factores sobre la gravedad de lesión. En consecuencia, se podrán establecer qué condiciones mínimas deben ser tenidas en cuenta en los ensayos de homologación para asegurar una correcta y eficaz evaluación del vehículo respecto a la protección al peatón. La diferencia entre estos tres capítulos radica en la región anatómica que estudian. El *Capítulo 5* se centra en las lesiones sufridas en la cabeza del peatón, el *Capítulo 6* estudia las lesiones en las extremidades inferiores y el *Capítulo 7* evalúa la zona torso-abdominal.

Con las simulaciones realizadas en el análisis de la cabeza y las extremidades inferiores se pretende validar el comportamiento biomecánico del modelo virtual aquí planteado, con el fin de demostrar que éste puede proporcionar resultados fiables cuando se realice el análisis de las lesiones en el torso. En estos dos capítulos también se enfrentarán resultados de ensayos virtuales utilizando dummies e impactadores, analizando de esta forma si existen grandes diferencias entre ellos en lo que a evaluación de lesiones se refiere. Por otro lado, el capítulo que analiza la gravedad de lesiones en el torso bajo diferentes condiciones de atropello pretende obtener las condiciones de ensayo que deben ser tenidas en cuenta en el procedimiento de homologación de esta zona.

El *Capítulo 8* recoge el procedimiento completo de ensayos que deben ser superados para poder conseguir la homologación de un nuevo modelo de vehículo en materia de protección al peatón. Este capítulo incluye la descripción de las condiciones de ensayo y requerimientos de comportamiento biomecánico que se exigirían para asegurar que un

vehículo cumple con los requisitos mínimos de seguridad. Cabe destacar que el procedimiento es desarrollado para una posible homologación virtual, en el que se han añadido posibles mejoras para optimizar el objetivo final de la normativa, que no debe ser otro que mejorar la protección del peatón. Se incluye tanto el procedimiento planteado para utilizar con un dummy de cuerpo completo, como el procedimiento que incluye la homologación mediante el uso de impactadores añadiendo en este caso el ensayo para simulador de la zona torso-abdominal.

Este trabajo concluye con el *Capítulo 9* en el que se detallan las principales conclusiones extraídas a lo largo del desarrollo de esta tesis doctoral, junto con una serie de propuestas que pudieran ser llevadas a cabo en el futuro para ampliar las conclusiones aquí obtenidas.

A los anteriores capítulos, se añaden al final del documento las *referencias bibliográficas* utilizadas en la redacción de esta tesis y tres anexos. En el primero de ellos se incluye una descripción de las características principales de la muestra de los atropellos reales analizados en esta tesis (*Anexo I*). A lo anterior se añade una propuesta de informe que permitiría registrar de forma resumida todos los resultados importantes a obtener mediante el ensayo virtual de homologación propuesto (*Anexo II*), tanto para el caso en el que se decida utilizar un dummy de cuerpo completo como para aquel caso en el que se opte por el uso de impactadores. Finalmente, se adjunta una serie de definiciones necesarias para poder llevar a cabo las prescripciones técnicas de los ensayos planteados con exactitud (*Anexo III*).

En la Figura 1.1 se muestra el diagrama de flujo seguido en el desarrollo de esta tesis doctoral para facilitar el seguimiento de este documento.



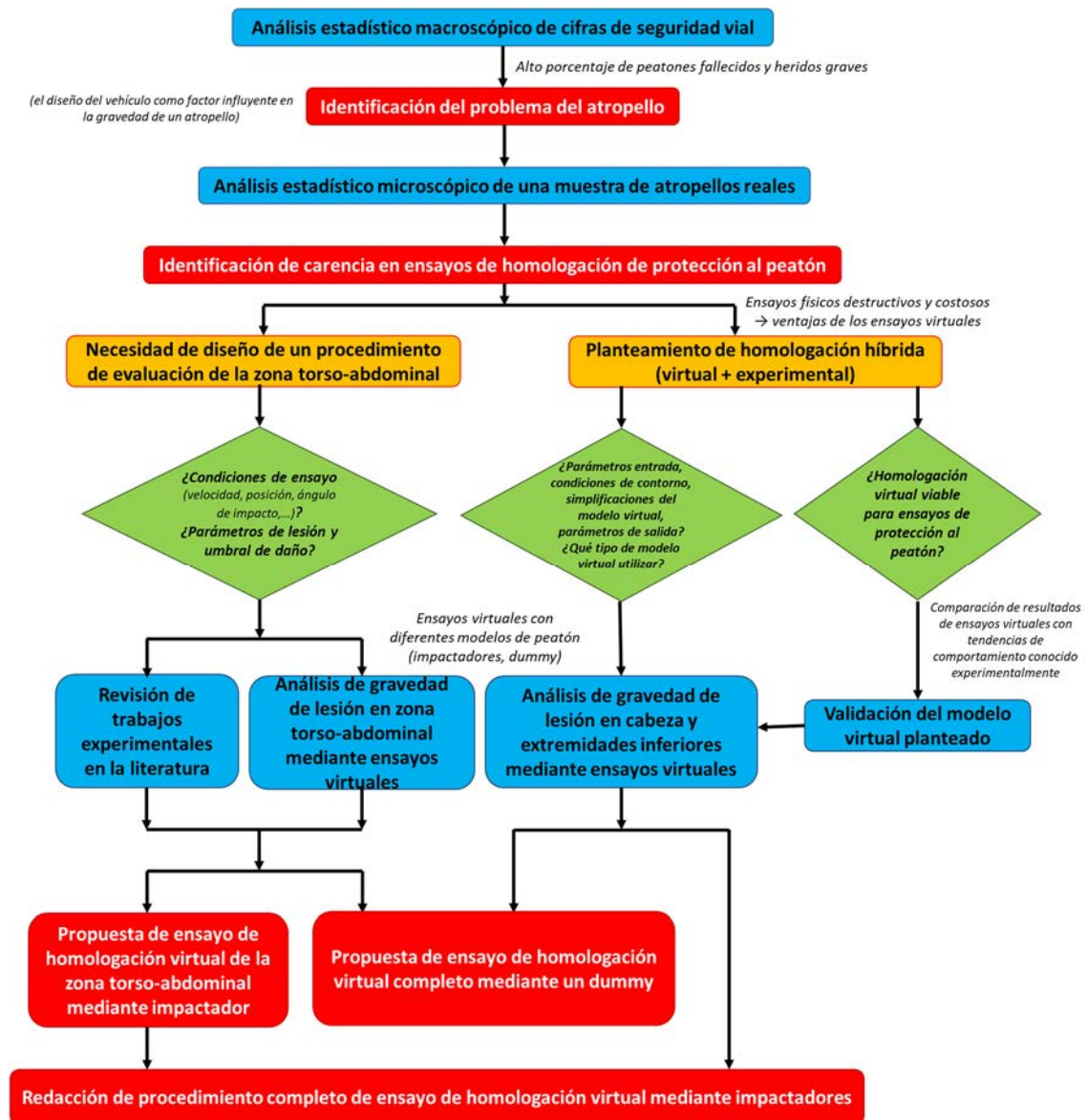


Figura 1.1. Proceso seguido en el desarrollo de la investigación.



## *Capítulo II*

# **2. Estudio del atropello**

La única forma eficaz de poder diseñar o adoptar medidas para intentar paliar las consecuencias de un siniestro vial es partiendo del conocimiento de la secuencia de eventos que pueden darse en el mismo, un atropello en este caso, y conocer de esta forma las causas y consecuencias de este tipo de siniestro. Por ello, este capítulo tiene como finalidad comprender el fenómeno del atropello desde un punto de vista biomecánico. No obstante, previamente, se revisará la situación actual de la seguridad vial mediante un estudio macroscópico para tratar de cuantificar la magnitud que supone el problema del atropello en lo que respecta a las cifras de fallecidos y heridos graves. Posteriormente, se estudiarán los fundamentos de la biomecánica del atropello, incluyendo las diversas tipologías que pueden darse y la distribución de lesiones en el peatón. También, se hará especial hincapié en describir los diferentes mecanismos lesionales según la región anatómica que haya resultado dañada. Además, se analizará qué herramientas permiten medir la severidad de las lesiones de un politraumatizado y qué tipo de estudios pueden llevarse a cabo para evaluar lo que ocurre en un atropello. Finalmente, se analizará la reglamentación vigente exigida en la homologación para protección al peatón.

### **2.1. Estadísticas de atropellos**

El objetivo buscado en este apartado es dar a conocer cuál es la situación actual de la seguridad vial a nivel mundial, europeo y, particularmente, en España. Las cifras analizadas se centran en el atropello con el objetivo de cuantificar la magnitud de las consecuencias que supone este tipo de siniestro vial, y justificar de esta forma por qué esta tesis doctoral se centra en el análisis del atropello a un peatón.

#### ***2.1.1. Cifras a nivel mundial***

Las lesiones debidas a los siniestros viales suponen un elevado coste, tanto en número de fallecidos como por las consecuencias que suponen este tipo de traumatismos a largo plazo. Constituyen, además, una de las principales causas de muerte y son el principal motivo de fallecimiento entre las personas jóvenes que tienen entre 15 y 29 años de edad [1].

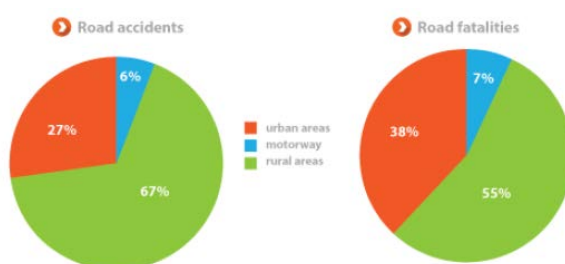
El número de fallecidos como consecuencia de los siniestros viales a nivel mundial alcanzó los 1,3 millones en 2015 [1]. Prácticamente la mitad de las víctimas mortales (49%) corresponden a los usuarios vulnerables de la vía pública: peatones (22%), motociclistas (23%) y ciclistas (4%). Se debe prestar, por tanto, más atención a las necesidades de este tipo de usuarios más desprotegidos de la vía.

Ahora bien, la probabilidad de fallecer varía en función del país en el que tenga lugar el siniestro, ya que cada país puede adoptar diferentes medidas de seguridad vial así como la forma de desplazarse más utilizada en cada país puede resultar muy distinta. Cabe destacar que en Europa el porcentaje de peatones fallecidos (26%) supera el porcentaje de peatones fallecidos a nivel mundial (22%). Mientras que el de motociclistas fallecidos en Europa (9%) es inferior a la cifra mundial (23%). El porcentaje de peatones fallecidos más destacable ocurre en África (39%).

El diseño del vehículo juega un papel determinante en la prevención de los accidentes. Dicho diseño, junto con los sistemas de seguridad implantados en el vehículo, puede reducir la probabilidad de que se produzcan lesiones graves. Tanto la normativa como el consumidor son cada vez más exigentes, y es esto precisamente lo que ha fomentado que los vehículos puedan ofrecer cada vez mayor protección. Esta tendencia cada vez más exigente es observada principalmente en países de altos ingresos. Cabe recordar que aún actualmente hay países en los que no existen unos requerimientos mínimos para fabricar un vehículo, se trata de países de ingresos medios y bajos. De hecho, el 80% de los países no cumplen las exigencias mínimas en materia de seguridad.

### 2.1.2. Cifras en Europa

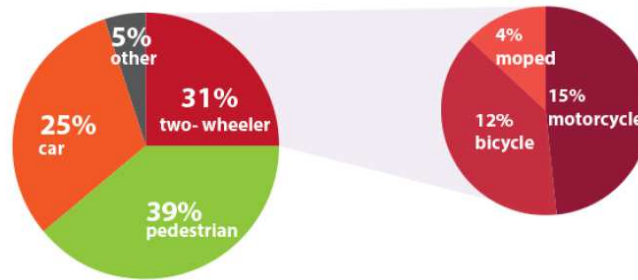
Europa con 51,5 fallecidos por cada millón de habitantes tiene la tasa de mortalidad más baja que cualquier otra región del mundo. Esta proporción asciende a 106 en los Estados Unidos y a 174 en todo el mundo.



**Figura 2.1. Distribución de accidentes con víctimas en Europa en 2015 según tipo de vía [2].**

El 38% de los accidentes mortales en Europa en 2015 tuvieron lugar en vías urbanas, el 7% en autopistas y el 55% en el resto de vías interurbanas. El número de peatones fallecidos decrece de forma más lenta que el resto de accidentes mortales (11% de 2010 a 2014, comparado con la disminución del 18% para el total de accidentes mortales). El 22% de los fallecidos en las carreteras en Europa en 2015 eran peatones. Si se centra el análisis en los fallecidos en vías urbanas, el porcentaje de peatones fallecidos aumenta al

39%. En vías urbanas, el 70% de las víctimas mortales corresponde a usuarios vulnerables de la vía pública [2].



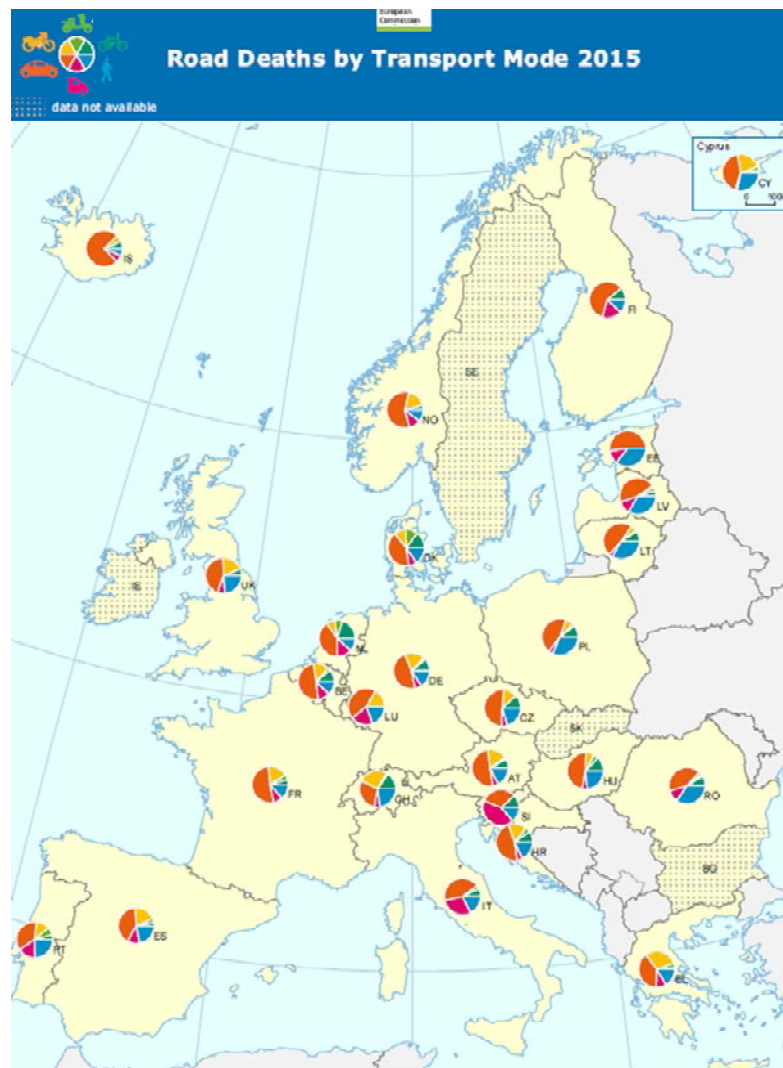
**Figura 2.2. Distribución de accidentes mortales en vías urbanas en Europa en 2015 [2].**

En la siguiente figura se puede observar la tasa de peatones fallecidos por millón de habitantes en los diferentes países de la Unión Europea en 2015. Cabe destacar que entre los países europeos con mayor tasa de atropellos mortales se encuentran Rumanía, Letonia, Lituania y Polonia. Mientras que entre los países con menor tasa de peatones fallecidos por millón de habitantes se encuentran Noruega, Islandia y Países Bajos [3].



**Figura 2.3. Peatones fallecidos por millón de habitantes en los países de Europa en 2015 [3].**

En la siguiente figura se pueden observar las diferencias existentes entre los países europeos en la distribución de fallecidos según el modo de desplazamiento, ya sean turistas, vehículos pesados, motociclistas, usuarios de ciclomotores, ciclistas o peatones.



**Figura 2.4. Víctimas mortales según modo de desplazamiento en Europa en 2015 [3].**

En la siguiente figura se puede apreciar la diferencia existente en la distribución de atropellos mortales según tengan lugar en vías interurbanas o urbanas en los distintos países de Europa.

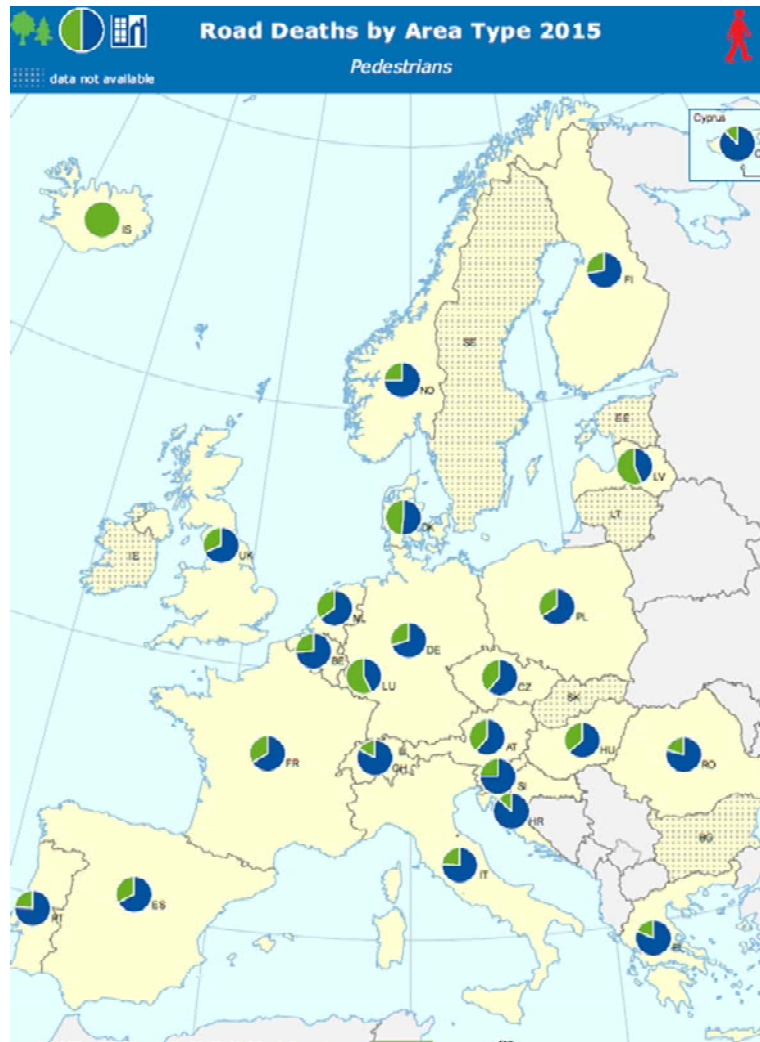


Figura 2.5. Peatones fallecidos según tipo de vía en Europa en 2015 [3].

### 2.1.3. Cifras en España

#### 2.1.3.1. Accidentes de tráfico con víctimas

Entre las estadísticas de fallecidos en España, destaca en 2015 un aumento del 9% en los peatones [4]. Los peatones fallecidos en vías interurbanas han disminuido un 9%. Sin embargo, los peatones en vías urbanas han registrado un significativo aumento del 21% respecto a 2014.

En 2015 los peatones se vieron involucrados en 13.569 accidentes, resultando 367 peatones fallecidos, 1.999 heridos graves y 12.156 heridos leves. Los peatones se han visto involucrados en el 14% del total de accidentes. Sin embargo, suponen el 22% del total de las muertes, el 21% de los heridos graves y el 10% de los heridos considerados leves. Por otro lado, el índice de letalidad (definido como la razón entre el número de fallecidos y el número de víctimas) de los peatones en 2015 fue 2,5, mientras que el índice de letalidad general fue 1,2.



### 2.1.3.2. Lugar del accidente de tráfico

Seis de cada diez accidentes con víctimas tuvieron lugar en vías urbanas. Sin embargo, el número de peatones fallecidos se produce mayoritariamente en vías interurbanas, donde las muertes son casi tres veces las observadas en vías urbanas. En cuanto al número de heridos graves, existe igual proporción en vías urbanas e interurbanas [5]. En lo que respecta a los peatones, en vías interurbanas, fallecieron el 33% del total de peatones y resultaron heridos hospitalizados el 12% del total en estas vías. La letalidad para el peatón en vías interurbanas alcanza un índice de 14,3. Si se considera el total de fallecidos en las vías interurbanas, considerando todos los tipos de usuario, en 2015 los peatones constituyen el 10% de las muertes en estas vías.

El índice de letalidad para las vías urbanas es de 0,5. Entre las vías urbanas se deben incluir las vías tipo travesía, cuyo índice de letalidad es de 2,1. Cabe destacar el notable descenso del índice de letalidad asociado a las travesías, en 2012, por ejemplo, este valor era de 5,1, y en 2009 fue de 6,7. Las vías urbanas registraron el 67% del total de peatones fallecidos. Estas vías registraron, además, el 88% del total de peatones graves, y supusieron el 96% de los heridos leves. El índice de letalidad de los peatones en vías urbanas es 1,8.

**Tabla 2.1. Peadones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según tipo de vía en España en 2015 [4].**

Tipo de vía	Fallecidos		Heridos hospitalizados		Heridos no hospitalizados		Índice de letalidad
	Número	%	Número	%	Número	%	
Vías interurbanas	120	33%	236	12%	483	4%	14,3
Vías urbanas	247	67%	1.763	88%	11.673	96%	1,8
<b>Total</b>	<b>367</b>	<b>100%</b>	<b>1.999</b>	<b>100%</b>	<b>12.156</b>	<b>100%</b>	<b>2,5</b>

Si se considera el total de fallecidos en las vías urbanas, considerando todos los tipos de usuario, en 2015 los peatones que perdieron la vida en vías urbanas constituyeron el 56% de los fallecidos totales en estas vías. Si se comparan estas cifras con las del año anterior (2014), los peatones fallecidos disminuyen un 9% en vías interurbanas, pero aumentan un 21% en vías de tipo urbano. Ocurre lo mismo con los peatones que han resultado heridos graves, en 2015 se produce una disminución del 7% en vías interurbanas, pero aumenta un 7% en las vías urbanas.

### 2.1.3.3. Componente temporal de los accidentes

Las cifras de fallecidos y heridos graves pueden variar notablemente según la estación del año. Esto puede deberse a la diferente luminosidad y situación meteorológica que puede darse. Concretamente, se observan más peatones fallecidos en mayo, noviembre y diciembre. Sin embargo, se registran mayor número de heridos graves en enero, junio y noviembre.



El 62% de las muertes de peatones se produjeron en un siniestro ocurrido durante la noche en vías interurbanas. En vías urbanas, en cambio, la mayoría de los atropellos mortales (62%) se produjeron de día.

**Tabla 2.2. Lesividad de los peatones según luminosidad en vías interurbanas y urbanas en España en 2015 [4].**

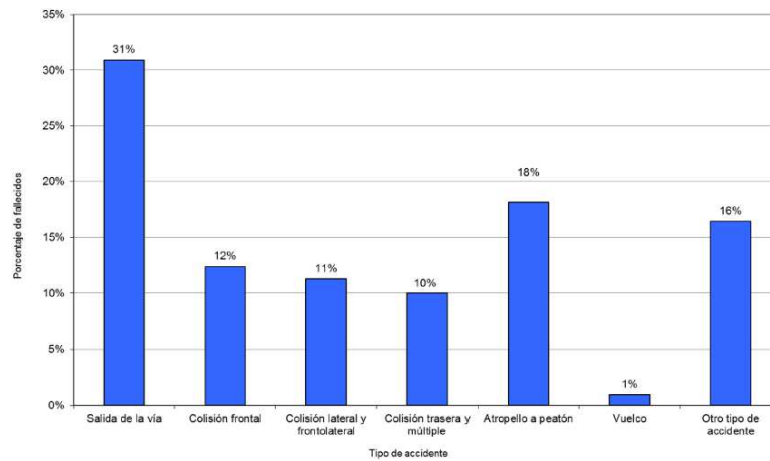
	Fallecidos				Heridos hospitalizados				Heridos no hospitalizados			
	Día	Crepúsculo	Noche con iluminación suficiente	Noche otros	Día	Crepúsculo	Noche con iluminación suficiente	Noche otros	Día	Crepúsculo	Noche con iluminación suficiente	Noche otros
Vía interurbana.	28%	11%	16%	46%	54%	6%	21%	18%	64%	9%	15%	12%
Vía urbana	62%	10%	25%	4%	70%	9%	21%	1%	74%	6%	19%	0%
<b>Total</b>	<b>50%</b>	<b>10%</b>	<b>22%</b>	<b>17%</b>	<b>68%</b>	<b>8%</b>	<b>21%</b>	<b>3%</b>	<b>73%</b>	<b>7%</b>	<b>19%</b>	<b>1%</b>

Si se tienen en cuenta todas las víctimas de atropello (fallecidos y heridos), se observa que el atropello más frecuente tuvo lugar durante el día y con buen tiempo, tanto en vías interurbanas como urbanas. Ahora bien, si se consideran sólo los accidentes mortales, el atropello más frecuente en vía interurbana tuvo lugar sin buena luminosidad y de noche, pero buen tiempo. En el caso de los accidentes mortales en vías urbanas, el atropello más frecuente se sigue manteniendo a plena luz del día y con buen tiempo.

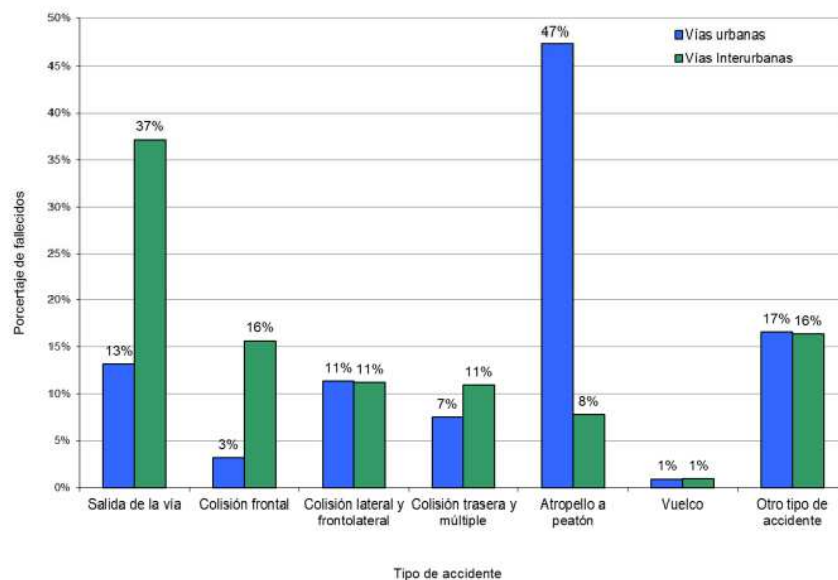
#### **2.1.3.4. Tipo de accidentes con víctimas**

La tipología de siniestro vial más frecuente en 2015 consistió en la salida de vía, siguiéndole el atropello (18%).

Si se analizan por separado los tipos de vía, el resultado puede cambiar. En las vías interurbanas, la salida de vía es el tipo de accidente que más fallecidos registra (37%), seguido de la colisión frontal (16%). En estas vías, el atropello registra el 8% de los fallecidos y el 4% de los heridos graves. Sin embargo, en las vías urbanas el atropello es la tipología de accidente más común de forma significativa, registrando el 47% de los fallecidos y el 34% de los heridos graves. El segundo tipo de siniestro más frecuente en estas vías es la salida de la vía (13%) en lo que respecta a los fallecidos y la colisión lateral y fronto-lateral (25%) si se estudian los heridos graves.



**Figura 2.6. Tipología de accidente en España en 2015 [5].**



**Figura 2.7. Tipología de accidente en vías interurbanas y urbanas en España en 2015 [5].**

### 2.1.3.5. Características de las víctimas

Si se analiza el sexo de la víctima y el modo de desplazamiento, tanto los hombres como las mujeres fallecen mayoritariamente cuando se desplazaban en turismos (38% y 51%, respectivamente). El porcentaje de hombres fallecidos cuando se desplazaban a pie fue del 16%, ocupando el tercer lugar tras la motocicleta (24%). Mientras que, en las mujeres fallecidas, el 38% fallecen como peatón (medio de desplazamiento en segundo lugar del total de mujeres fallecidas [4]).

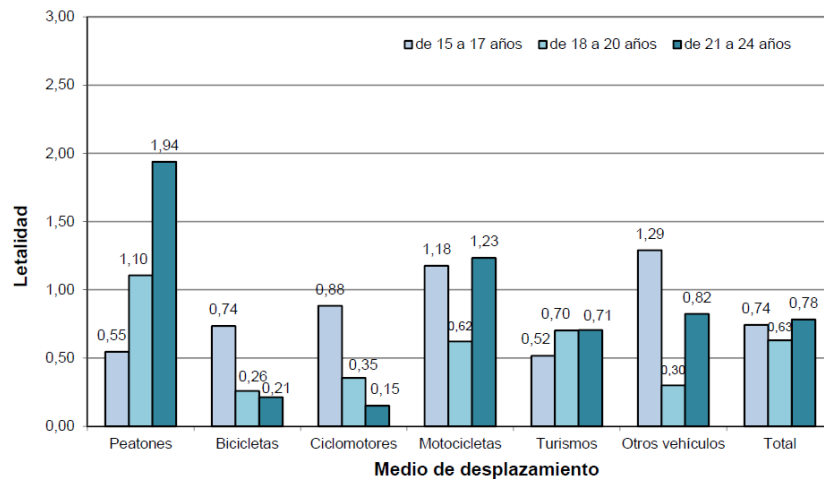
En el caso de los heridos hospitalizados, si se trata de los hombres, la primera posición la ocupa la motocicleta (34%), seguida del turismo (26%) y peatón (14%). En el caso de las mujeres heridas hospitalizadas, en primera posición se sitúa el turismo (38%), seguida prácticamente al mismo nivel por el peatón (37%).

Si se centra el análisis en el sexo de los peatones fallecidos, éstos fueron mayoritariamente hombres (58%). Sin embargo, fueron las mujeres las que predominaron en el número de heridos, tanto graves como leves (52% y 54%, respectivamente).

Cabe mencionar la lesividad por accidente de tráfico en niños (entre 0 y 14 años). El 32% de los niños fallecidos fue a consecuencia de un atropello. La cifra aumenta si se analizan los niños heridos graves, donde el 58% del total de los niños heridos graves eran peatones. Distinguiendo entre tipo de vía, en vías interurbanas los niños víctimas de accidentes eran principalmente pasajeros. No obstante, en las vías urbanas los niños que han sufrido un accidente de tráfico eran mayoritariamente peatones, el 100% de los niños fallecidos y el 81% de los niños heridos graves.

La mayoría de los jóvenes (15 a 24 años) fallecidos y heridos hospitalizados eran conductores, suponiendo el 58% y 61 % del total. Como peatón, suponen el 12% del total de los jóvenes fallecidos y el 13% de los jóvenes heridos graves.

El índice de letalidad varía entre los diferentes grupos de edad, y a su vez dependiendo del modo de desplazamiento. Destacan como peatones los grupos de entre 18 y 20 años de edad y los grupos de entre 21 y 24 años, que registran el mayor índice de letalidad.



**Figura 2.8. Letalidad según grupo de edad y medio de desplazamiento en España en 2015 [5].**

La letalidad del accidente se ve incrementada conforme aumenta la edad de la víctima. Para edades de 65 a 74 años el índice de letalidad fue 2,8, mientras que para el grupo de edad entre 75 y 84 años aumenta hasta 5,2 y para el de más de 85 alcanza un valor de 6,2. Los hombres presentan, además, una mayor lesividad. Si se hace distinción entre el tipo de usuario, el 41% de los mayores de 64 años que resultaron fallecidos eran peatones, el 40% eran conductores y el 19% eran pasajeros. Como peatones también destaca el porcentaje de personas mayores heridos hospitalizados, con un 49% del total.

Además, el patrón de siniestralidad también se ve afectado por el tipo de vía. En las vías interurbanas las personas mayores (más de 64 años) fallecieron mayoritariamente como

conductores (57%) frente al 16% que lo hicieron como peatón. Especial mención merece lo que ocurre en las vías urbanas, donde el 82% de las personas mayores fallecidas en ciudad lo hacen como peatón frente al 12% que lo hace como conductor [5].

Si se analiza en función del tipo de usuario, el 57% del total de peatones fallecidos eran mayores de 64 años. Los que tenían más de 74 años registraron el 39%. En lo que respecta a los heridos graves, el 39% tenían más de 64 años y el 24% más de 74 años.

Según el medio de desplazamiento utilizado y la edad de la víctima, el mayor número de víctimas de personas con edades entre 65 y 74 años tuvo lugar cuando éstas se desplazaban en turismos si resultaron fallecidos y cuando eran peatones si resultaron heridos graves. En el caso de las personas de entre 75 y 84 años, el mayor número de víctimas se observa cuando eran peatones, al igual que ocurre con las personas de más de 85 años.

Si se tiene en cuenta el tipo de vía simultáneamente con los distintos grupos de edad, en vías interurbanas el 20% del total de peatones fallecidos corresponde al grupo de edad entre 65 y 74 años, y otro 20% a los peatones de 75 y más años. En lo que respecta a los peatones heridos graves, es el grupo de entre 45 y 54 años el más frecuente (16%), seguido de cerca por los anteriores grupos de edad citados (15% para edades entre 65 y 74 años y 16% para 75 y más años).

En vías urbanas, el 48% de los peatones fallecidos tenían 75 años o más. En cuanto a peatones heridos hospitalizados también destaca con mayor frecuencia el grupo de más de 75 años (26%). En las siguientes figuras, se pueden observar también las distribuciones de fallecidos, heridos graves y heridos leves para el resto de grupos de edad.

**Tabla 2.3. Peatones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según grupo de edad en vías interurbanas en España en 2015 [4].**

Edad	Fallecidos		Heridos hospitalizados		Heridos no hospitalizados		Índice de letalidad
	Número	%	Número	%	Número	%	
De 0 a 14	2	2%	23	10%	42	9%	3,0
De 15 a 24	12	10%	22	9%	51	11%	14,1
De 25 a 34	4	3%	23	10%	52	11%	5,1
De 35 a 44	19	16%	29	12%	76	16%	15,3
De 45 a 54	20	17%	38	16%	73	15%	15,3
De 55 a 64	13	11%	24	10%	47	10%	15,5
De 65 a 74	24	20%	35	15%	60	12%	20,2
De 75 y más	24	20%	38	16%	67	14%	18,6
Desconocido	2	2%	4	2%	15	3%	9,5
<b>Total</b>	<b>120</b>	<b>100%</b>	<b>236</b>	<b>100%</b>	<b>483</b>	<b>100%</b>	<b>14,3</b>

**Tabla 2.4. Peatones fallecidos, heridos hospitalizados, heridos no hospitalizados e índice de letalidad según grupo de edad en vías urbanas en España en 2015 [4].**

Edad	Fallecidos		Heridos hospitalizados		Heridos no hospitalizados		Índice de letalidad
	Número	%	Número	%	Número	%	
De 0 a 14	6	2%	182	10%	1.661	14%	0,3
De 15 a 24	9	4%	147	8%	1.470	13%	0,6
De 25 a 34	8	3%	98	6%	1.195	10%	0,6
De 35 a 44	16	6%	164	9%	1.351	12%	1,0
De 45 a 54	19	8%	194	11%	1.356	12%	1,2
De 55 a 64	25	10%	227	13%	1.367	12%	1,5
De 65 a 74	42	17%	263	15%	1.313	11%	2,6
De 75 y más	119	48%	451	26%	1.542	13%	5,6
Desconocido	3	1%	37	2%	418	4%	0,7
<b>Total</b>	<b>247</b>	<b>100%</b>	<b>1.763</b>	<b>100%</b>	<b>11.673</b>	<b>100%</b>	<b>1,8</b>

#### 2.1.3.6. Consumo de drogas, acciones e infracciones del peatón

Destaca que entre los peatones el 46,4% de los fallecidos dieron positivo en el control en sangre de drogas y/o psicofármacos y/o alcohol (superior a 0,3 gramos por litro). En el 26,8% de los peatones fallecidos se detectó alcohol solo o asociado a drogas y/o psicofármacos. En un 15,6% se detectaron drogas de comercio ilegal solas o en combinación con alcohol y/o psicofármacos. En el 18,4% de los peatones fallecidos se hallaron psicofármacos solos o combinados con drogas y/o alcohol [5].

Es importante también conocer el factor distracción en el atropello. La mayoría de los peatones fallecidos se encontraban cruzando la calzada fuera de una intersección en el momento del atropello, seguido por la acción de atravesar una intersección y, en tercera posición, se encuentra la acción de estar caminando por la calzada o arcén en el momento del accidente. En el caso de los peatones heridos graves, la mayoría se encontraba atravesando una intersección. En la siguiente tabla se reflejan las distintas acciones que pudo ejercer el peatón en el momento del atropello. Si se distingue el tipo de vía, en vías interurbanas el peatón en el momento del atropello se encontraba mayoritariamente caminando por la calzada o arcén. Mientras que en las vías urbanas (travesías y calles), el peatón estaba cruzando la calzada fuera de una intersección o atravesando una intersección en la mayor parte de los casos.

Tabla 2.5. Acción del peatón víctima en el momento del atropello en España en 2015 [4].

ACCIÓN DEL PEATÓN	Peatones víctimas	Fallecidos	Heridos hospitalizados	Heridos no hospitalizados	Implicados
<b>A. TOTALES</b>					
Atravesando en intersección	2.796	55	406	2.335	2.864
Cruzando calzada fuera intersección	1.476	64	254	1.158	1.515
Saliendo entre vehículos aparcados(1)	586	15	75	496	599
Caminando por la calzada o arcén	583	49	113	421	614
Irrompe en la calzada corriendo/jugando(1)	389	13	66	310	400
Trabajar en la calzada	74	1	13	60	75
Reparando vehículo	18	2	3	13	20
Servicio de auxilio en carretera(1)	13	2	2	9	15
Parado en la calzada o arcén(1)	270	15	38	217	281
Caminando o parado en la acera o refugio	860	22	136	702	887
Auxiliando accidente anterior(1)	7	1	1	5	12
Otra	91	3	19	69	94
Se desconoce/ Sin especificar	7.359	125	873	6.361	7.610
<b>Total</b>	<b>14.522</b>	<b>367</b>	<b>1.999</b>	<b>12.156</b>	<b>14.986</b>
<b>B. VÍAS INTERURBANAS</b>					
Atravesando en intersección	135	14	35	86	139
Cruzando calzada fuera intersección	161	21	53	87	168
Saliendo entre vehículos aparcados(1)	23	2	6	15	23
Caminando por la calzada o arcén	149	32	36	81	166
Irrompe en la calzada corriendo/jugando(1)	34	5	15	14	35
Trabajar en la calzada	27	0	8	19	28
Reparando vehículo	10	2	3	5	12
Servicio de auxilio en carretera(1)	11	2	2	7	13
Parado en la calzada o arcén(1)	50	8	16	26	53
Caminando o parado en la acera o refugio	49	3	12	34	50
Auxiliando accidente anterior(1)	4	1	0	3	4
Otra	18	2	4	12	18
Se desconoce/ Sin especificar	168	28	46	94	175
<b>Total</b>	<b>839</b>	<b>120</b>	<b>236</b>	<b>483</b>	<b>884</b>
<b>C. TRAVESIA</b>					
Atravesando en intersección	32	3	5	24	34
Cruzando calzada fuera intersección	37	9	6	22	38
Saliendo entre vehículos aparcados(1)	2	0	0	2	2
Caminando por la calzada o arcén	6	1	3	2	7
Irrompe en la calzada corriendo/jugando(1)	6	2	2	2	6
Trabajar en la calzada	1	0	0	1	1
Reparando vehículo	0	0	0	0	0
Servicio de auxilio en carretera(1)	0	0	0	0	0
Parado en la calzada o arcén(1)	1	0	0	1	1
Caminando o parado en la acera o refugio	13	2	4	7	14
Auxiliando accidente anterior(1)	0	0	0	0	0
Otra	0	0	0	0	0
Se desconoce/ Sin especificar	137	7	37	93	142
<b>Total</b>	<b>235</b>	<b>24</b>	<b>57</b>	<b>154</b>	<b>245</b>
<b>D. CALLES</b>					
Atravesando en intersección	2.629	38	366	2.225	2.691
Cruzando calzada fuera intersección	1.278	34	195	1.049	1.309
Saliendo entre vehículos aparcados(1)	561	13	69	479	574
Caminando por la calzada o arcén	428	16	74	338	441
Irrompe en la calzada corriendo/jugando(1)	349	6	49	294	359
Trabajar en la calzada	46	1	5	40	46
Reparando vehículo	8	0	0	8	8
Servicio de auxilio en carretera(1)	2	0	0	2	2
Parado en la calzada o arcén(1)	219	7	22	190	227
Caminando o parado en la acera o refugio	798	17	120	661	823
Auxiliando accidente anterior(1)	3	0	1	2	8
Otra	73	1	15	57	76
Se desconoce/ Sin especificar	7.054	90	790	6.174	7.293
<b>Total</b>	<b>13.448</b>	<b>223</b>	<b>1.706</b>	<b>11.519</b>	<b>13.857</b>

En cuanto a las infracciones más frecuentes cometidas por el peatón se encuentran andar por la calzada de forma antirreglamentaria (en vías interurbanas) y no cruzar por el paso de peatones (en vías urbanas). Los peatones infractores son más frecuentes en vías interurbanas. El 32% de los peatones víctimas menores de 15 años cometieron algún tipo de infracción. En las restantes edades, la cifra de peatones que cometieron alguna infracción en el momento del siniestro es inferior al 20%.

**Tabla 2.6. Infracciones de los peatones víctimas en vías urbanas en España en 2015 [4].**

INFRACCIÓN DEL PEATÓN	Peatones víctimas	Fallecidos	Heridos hospitalizados	Heridos no hospitalizados	Implicados
No respetar señal del semáforo	258	11	72	175	274
No cruza por paso para peatones	1.215	40	194	981	1.246
No obedecer las indicaciones del agente	4	0	1	3	5
Estar o marchar por la calzada de forma antirreglamentaria	240	10	40	190	246
Otra infracción	880	16	70	794	913
Ninguna infracción	9.425	121	1.204	8.100	9.689
Se desconoce/ Sin especificar	1.426	25	125	1.276	1.484
<b>TOTAL</b>	<b>13.448</b>	<b>223</b>	<b>1.706</b>	<b>11.519</b>	<b>13.857</b>

## 2.2. Fundamentos de la biomecánica del atropello a peatones

Realizar un adecuado análisis de un accidente de tráfico en el que se encuentra involucrado un peatón implica comprender la secuencia de hechos que puede darse dependiendo del comportamiento de diversas variables. La secuencia de eventos que tiene lugar en un atropello, en la mayoría de los casos, sigue un patrón que tan sólo en circunstancias inusuales se verá modificado de forma significativa.

### 2.2.1. Cinemática del peatón en un atropello

La mayoría de los estudios publicados sobre atropellos a peatones se centran en el análisis del atropello cuando el impacto se produce con la parte frontal del vehículo. A partir de esta simplificación, se aplica una diferenciación tipológica según las diferentes trayectorias post-impacto que pudiese experimentar el peatón. Esta simplificación es asumible ya que el primer punto de contacto del peatón con el vehículo se sitúa en su parte delantera en cuatro de cada cinco atropellos [6].

Considerando un equilibrio de fuerzas y momentos en el peatón en el momento del impacto, los atropellos con el frontal del vehículo pueden dividirse en tres categorías según la posición relativa del punto de impacto y la altura del peatón. Esta relación puede trasladarse a la posición relativa del centro de gravedad del peatón y del punto de aplicación de la fuerza de impacto, generalmente, a la altura del parachoques en los turismos [7], [8]. Así, estas tres categorías serían (ver Figura 2.9) [9]:

- el centro de gravedad del peatón se encuentra por encima de la parte superior del frontal del vehículo que golpea.

- el centro de gravedad del peatón se sitúa entre la parte inferior y superior del frontal del vehículo, cercano al punto de impacto.
- el centro de gravedad se encuentra por debajo de la parte del frontal del vehículo que impacta.



**Figura 2.9. Categorización de los atropellos a peatones.**

Si se analiza en detalle este movimiento y la rotación de las diferentes partes del cuerpo del peatón, se pueden distinguir las diferentes fases del impacto entre peatón y vehículo. Estos sucesivos contactos entre los diversos miembros del cuerpo y las distintas partes del vehículo, siguen unos patrones cinemáticos que determinan la biomecánica del atropello, la localización, el mecanismo y la gravedad de las lesiones.

La cinemática de los peatones en caso de atropello y, por tanto, la distribución de las lesiones depende de múltiples factores, entre los que cabe destacar los siguientes:

- Velocidad de impacto
- Deceleración del vehículo
- Geometría y diseño del vehículo
- Datos antropométricos del peatón
- Posición del peatón respecto de la parte delantera del vehículo en el momento del atropello
- Velocidad y dirección del peatón
- Duración del impacto
- Trayectoria post-impacto del peatón
- Impacto contra el suelo y movimiento sobre éste

Las fases del atropello, desde que el vehículo golpea al peatón hasta que éste alcanza su posición final de reposo, pueden resumirse en tres [10]:

- *Fase de contacto:* el primer impacto tiene lugar entre el parachoques del vehículo y la pierna del peatón. Le sigue un contacto de la parte final del capó contra la zona del muslo y la pelvis del peatón. Debido principalmente a este segundo impacto, la parte superior del cuerpo y la cabeza giran hacia delante y hacia abajo acercándose el vehículo, lo que lleva al tercer impacto. Éste se produce cuando el



torso del peatón y, en su caso, la cabeza, impacta contra la parte superior del capó y, con frecuencia, contra el parabrisas.

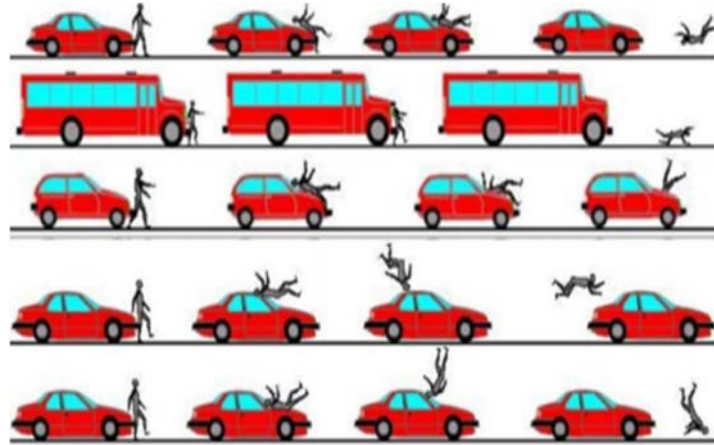
- *Fase de vuelo:* según la posición del primer impacto entre el vehículo y el cuerpo del peatón, se diferencian dos trayectorias. Por un lado, una proyección vertical angular que se correspondería con la subcategoría (1) de la Figura 2.9 y, por otro lado, una proyección horizontal que se correspondería con las subcategorías (2) y (3) de la misma figura. En la trayectoria de proyección vertical angular, la fuerza de impacto se sitúa por debajo del centro de gravedad del peatón, lo que provoca un giro de la parte superior del cuerpo hacia el vehículo con sucesivos impactos que finalizan con una aceleración del cuerpo del peatón hasta alcanzar la velocidad del vehículo o similar, y un ángulo de salida. En el caso de trayectoria de proyección horizontal, el impacto (o punto de aplicación de la fuerza) se sitúa cercano o por encima del centro de gravedad del peatón, lo que acelera el cuerpo completo del peatón a la velocidad del vehículo, y lo proyecta hacia delante en un vuelo horizontal. En este tipo de colisión, la pelvis, el abdomen y la parte superior del torso son las partes inicialmente golpeadas por el vehículo. Si se trata de vehículos pesados, el frontal del vehículo puede ser lo suficientemente alto y suele ser más plano, lo que hace que la cabeza también sea golpeada en ese primer contacto.
- *Fase de desplazamiento por la superficie de la vía:* en esta fase, el peatón experimenta una brusca aceleración negativa en el momento en el que el cuerpo choca contra el suelo. Éste incluso puede rebotar brevemente y golpear nuevamente contra el suelo sufriendo otra fuerte deceleración. El cuerpo, por tanto, puede caer o desplazarse cierta distancia sobre el pavimento. Este movimiento y nivel de deceleración dependerá de la velocidad y del ángulo y posición con que impacte por primera vez contra el pavimento. En ciertas ocasiones, el cuerpo puede quedar enganchado bajo el frontal del vehículo y ser arrastrado por el vehículo una cierta distancia. Existen modelos matemáticos que permiten determinar la velocidad del atropello según la distancia de proyección del peatón.

### 2.2.2. Tipologías de atropellos

La tipología de atropellos más frecuentemente utilizada es aquella que se basa como criterio diferenciador en las trayectorias post-impacto que puede experimentar el cuerpo del peatón. Existen diversos factores que pueden determinar uno u otro tipo de patrón cinemático como, por ejemplo, la velocidad de impacto o la categoría del vehículo implicado en el siniestro vial. También influye significativamente la posición relativa del punto de impacto entre vehículo y peatón con respecto a la posición del centro de gravedad del viandante, así como respecto al parabrisas y la parte superior del frontal del vehículo. Según estas variables, entre otras, se pueden distinguir cinco tipologías básicas de atropellos [11]–[14]:

- *Trayectoria de envolvimiento (wrap trajectory)*: es la trayectoria más frecuente en los atropellos. La zona superior del torso y la cabeza se doblan sobre el vehículo, contactando con el capó y deslizándose sobre él. El peatón iguala, aproximadamente, la velocidad horizontal del vehículo, separándose de éste como consecuencia de la deceleración en el frenado del vehículo, siendo entonces lanzado por el aire hasta caer finalmente en el suelo. Esta situación, por tanto, se desarrolla cuando un vehículo realiza una maniobra de frenado previamente al impacto. En este tipo de colisiones, las lesiones por contacto con el vehículo y las provocadas por el contacto con el suelo se suelen dar en el mismo lado del cuerpo. Suele darse a velocidad media, aproximadamente a 30 km/h, mientras que el contacto de la cabeza del peatón con el parabrisas no se suele observar en velocidades inferiores a los 40 km/h.
- *Proyección hacia delante (forward projection)*: es la segunda trayectoria más común. Tiene lugar normalmente cuando se trata de un peatón de altura baja o niño que impacta con un turismo convencional, o bien en el caso de un peatón adulto cuando colisiona con un vehículo tipo todoterreno o industrial, es decir, cuando el centro de gravedad se encuentra a la altura del impacto o por debajo de la parte superior del frontal del automóvil. Se caracteriza por un único impacto entre el vehículo y el peatón. En esta trayectoria, el torso superior del peatón es acelerado rápidamente a la misma velocidad que tiene el vehículo en la dirección en la que se aplica la fuerza de impacto, proyectando el cuerpo delante del vehículo. Cabe destacar también que las lesiones que se producen debido al contacto con el vehículo no se suelen localizar en el mismo lado del cuerpo que aquellas lesiones derivadas del contacto con la carretera. Esta trayectoria es típica cuando se trata de un vehículo industrial o furgoneta con un frontal prácticamente vertical, cuando es un niño el atropellado o cuando el vehículo está acelerando en el instante del atropello. La velocidad media de impacto para observar esta tipología suele ser de 20 km/h aproximadamente.
- *Volteo sobre la aleta (fender vault)*: esta trayectoria ocurre normalmente cuando el peatón es golpeado cerca de la esquina frontal del vehículo, realizando un movimiento envolvente sobre el parachoques. Debido a la configuración y ángulo de impacto, el peatón se desplaza por encima del parachoques provocando su salida por un lateral del vehículo y provocando así su caída al suelo. La posición final del peatón que se suele observar en estos atropellos es por detrás y a un lateral, o a lo largo del vehículo. Esta tipología se observa en turismos y peatones adultos, tanto si el vehículo realiza maniobra de frenado como si finalmente no la realiza. Suele darse en torno a los 40 km/h.
- *Volteo sobre el techo (roof vault)*: este tipo de trayectoria se produce cuando el centro de gravedad del peatón permanece alto con respecto al capó del vehículo, de forma que es volteado en el aire como resultado de la velocidad de impacto y/o diseño del vehículo. Entonces, el cuerpo se desliza hacia arriba del capó, o lo sobrepasa, contactando, o sobrepasando, el parabrisas y el techo. Esta trayectoria también es común en los casos donde el vehículo está acelerando después del impacto, cuando durante la secuencia de contacto no realiza maniobra de frenado, o cuando se da una alta velocidad de impacto. Ocurre con mayor frecuencia a alta velocidad, aproximadamente 60 km/h, y no suele darse a una velocidad inferior a 30 km/h.

- *Salto mortal (somersault)*: es la trayectoria menos frecuente. Esta categoría es una extensión de la trayectoria de envolvimiento con la diferencia de una mayor velocidad de impacto y/o un impacto con una pequeña parte del cuerpo. Se necesita una alta velocidad de impacto (50-60 km/h) para que la energía sea tal que provoque que el peatón de una vuelta en el aire antes de caer al suelo, generalmente delante del vehículo.



**Figura 2.10.** Trayectorias post-impacto del peatón tras un atropello: envolvimiento, proyección hacia delante, volteo sobre la aleta, volteo sobre el techo y salto mortal.

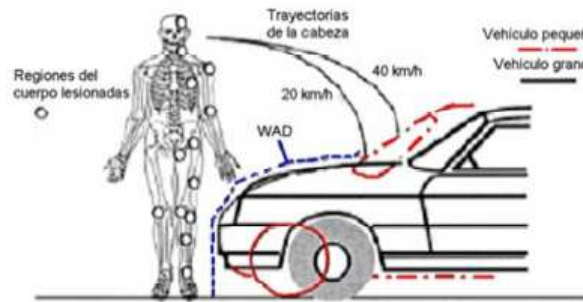
En las tipologías de proyección hacia delante, volteo sobre aleta, volteo sobre el techo y salto mortal, el peatón puede mostrar en un primer momento una trayectoria de tipo envolvimiento para posteriormente esta trayectoria convertirse en uno de los otros tipos. Sin embargo, según la velocidad de impacto, el grado de deceleración, la localización del primer contacto y la posición relativa del centro de gravedad del peatón con referencia al capó, la trayectoria inicial de envolvimiento puede desembocar en una de las otras cuatro posibilidades. Por tanto, en un mismo atropello se puede observar una combinación de las diferentes trayectorias descritas.

### ***2.2.3. Distribución de lesiones en el peatón***

La dinámica de los peatones cuando son atropellados, la biomecánica del cuerpo humano y la consiguiente distribución de lesiones pueden verse influidas por diversos factores como, por ejemplo, la velocidad de impacto, el tipo de vehículo, la rigidez y diseño frontal del vehículo, la edad y altura del peatón, la posición del peatón respecto del frontal del vehículo, entre otros. Conocer las zonas del peatón más frecuentemente dañadas, qué partes del vehículo son las que las causan, qué mecanismo lesional se produce, y las lesiones y gravedad de éstas que suelen darse en caso de atropello, resulta imprescindible para poder proponer medidas y mejoras que ayuden tanto a reducir el número de atropellos como la gravedad de sus consecuencias.

En la siguiente figura se pueden observar las zonas (representadas mediante círculos) representativas del cuerpo de un peatón adulto que sufren lesiones en un atropello. Se

muestran, además, las trayectorias que seguiría la cabeza según se trate de un vehículo pequeño o grande, y la diferencia de la localización del impacto de la cabeza según la velocidad de impacto (a 20 y 40 km/h). También se puede observar la distancia perimétrica de envolvimiento (WAD, *Wrap Around Distance*), que se define como la distancia desde el suelo al punto de impacto en el capó o el parabrisas a lo largo del perfil del frontal del vehículo, siendo ésta la zona de interacción del peatón con el vehículo en la dinámica del atropello.



**Figura 2.11. Regiones del cuerpo del peatón lesionadas y trayectorias de la cabeza.**

En general, la cabeza y las extremidades inferiores son las dos zonas anatómicas que presentan mayor incidencia en caso de atropello. En la Tabla 2.7 se muestra la distribución de las lesiones según las distintas zonas anatómicas, realizado por el grupo de trabajo IHRA (*International Harmonized Research Activities*) *Pedestrian Safety Working Group* basándose en una muestra de atropellos de diferentes países [15]. En la Tabla 2.8, también procedente del mismo estudio, se pueden observar las partes del vehículo que lesionan al peatón con mayor frecuencia y sobre qué zona anatómica.

**Tabla 2.7. Distribución de lesiones en el peatón atropellado según zonas anatómicas [15].**

AIS 4+	n=1.342	n=1.140	n=360	n=163	n=3.005
Región dañada	USA	Europa	Japón	Australia	Global
<b>Cabeza</b>	32,7%	29,8%	28,6%	39,0%	31,3%
<b>Cara</b>	3,7%	5,3%	2,4%	4,4%	4,3%
<b>Cuello</b>	0,0%	1,8%	4,5%	0,5%	1,3%
<b>Tórax</b>	9,5%	11,6%	8,5%	9,3%	10,2%
<b>Abdomen</b>	7,7%	3,8%	4,8%	6,0%	5,6%
<b>Pelvis</b>	5,3%	7,9%	4,5%	4,4%	6,3%
<b>Extremidades superiores</b>	7,9%	8,1%	9,0%	8,8%	8,1%
<b>Extremidades inferiores</b>	33,3%	31,3%	35,7%	27,5%	32,4%
<b>Desconocido</b>	0,0%	0,5%	2,1%	0,0%	0,5%
<b>Total</b>	100%	100%	100%	100%	100%

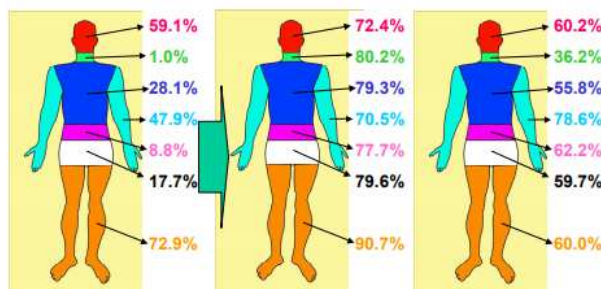
**Tabla 2.8. Partes del vehículo que impactan al peatón en caso de atropello [15].**

Elemento agresor	Región del cuerpo (n=2773)						
	Cabeza	Pecho	Abdomen	Pelvis	Fémur	Rodilla	Extremidades inferiores
Parachoques	20	2	3	3	29	69	429
Parrilla frontal	-	8	13	6	9	10	32
Línea del capó/guardabarros	7	36	65	80	33	5	24
Capó zona superior	140	122	39	35	3	1	1
Parabrisas	303	28	3	10	-	-	-
Travesía techo/pilar A	159	34	7	14	1	-	-
Superficie 2º impacto	125	21	2	8	4	3	5

Realizando un estudio epidemiológico más profundo, resulta interesante diferenciar los atropellos con consecuencias fatales de aquellos en los que el peatón ha logrado sobrevivir. En caso de muerte, la cabeza es la zona que presenta mayoritariamente los daños más graves, seguida por el pecho y el abdomen. Las piernas, en este supuesto, tienen una repercusión mínima. En caso de supervivencia del peatón, el escenario es muy diferente, puesto que aquí las piernas son la zona más frecuentemente dañada seguida por la cabeza, y a una cierta distancia la pelvis. Sin embargo, a pesar de que las lesiones en las extremidades inferiores tienen poca repercusión en la supervivencia del peatón, se trata de una estructura anatómica sumamente importante en el análisis de las consecuencias de los atropellos ya que dejan, generalmente, secuelas considerables y alteraciones en la calidad de vida del atropellado.

Dado que las partes del cuerpo más dañadas son la cabeza y las extremidades inferiores, esto explica la política dictada por los grupos de trabajo WG 10-17 pertenecientes a la EEVC (*European Enhanced Vehicle-Safety Committee*) que estudian la protección al peatón con el fin de establecer mejoras y nuevos requerimientos en la normativa europea y su consiguiente focalización en los llamados impactadores de cabeza, fémur y extremidades inferiores.

Observando la Tabla 2.8, se puede concluir que el parabrisas es la zona del vehículo que daña con más frecuencia la cabeza, la parte posterior del capó el tórax, la línea del capó el abdomen y la pelvis, el fémur prácticamente de igual forma es dañado por la línea del capó y el parachoques, mientras que la rodilla y la parte baja de la pierna es dañada mayoritariamente por el parachoques. Si se considera que el peatón es un niño con menos de 15 años, los resultados son diferentes. En tal caso, debido a la diferencia de altura entre niños y adultos, la zona impactada es diferente. En consecuencia, el capó es la parte que daña con más frecuencia la cabeza, el pecho y la pelvis. Por otro lado, la línea del capó daña el abdomen, y el parachoques es el responsable de la mayor parte de los daños en fémur, rodilla y extremidad inferior (tibia, peroné).



**Figura 2.12. Frecuencia de regiones anatómicas lesionadas. De izquierda a derecha: lesiones a nivel global, lesiones debidas al primer impacto y lesiones debidas al segundo impacto [16].**

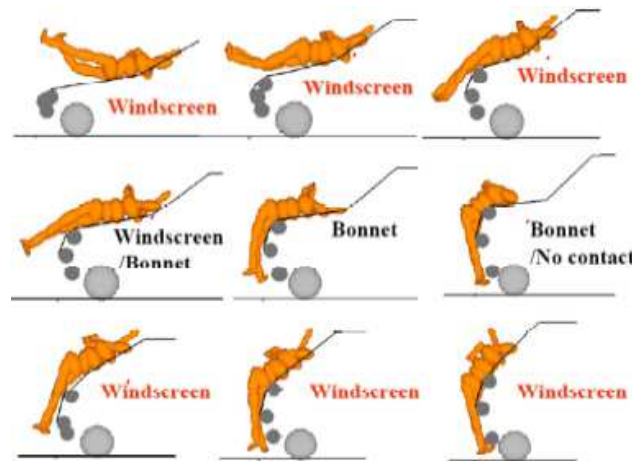
No se deben olvidar las lesiones experimentadas en el peatón como consecuencia del segundo impacto, es decir, cuando el peatón abandona el contacto con el vehículo. En la Figura 2.12 se muestra un estudio [16] en el que se distinguen las frecuencias de impactos primarios y secundarios en una muestra de 293 peatones en las diferentes regiones anatómicas. Las lesiones son consideradas más graves en el primer impacto, por lo que sigue siendo necesario actuar sobre el primer impacto, es decir, diseñar medidas de protección sobre el diseño del frontal del vehículo.

#### ***2.2.4. Biomecánica lesional del peatón en caso de atropello***

Los estudios biomecánicos permiten identificar los mecanismos lesionales debidos a los diferentes impactos del peatón con el vehículo. La definición de este mecanismo pretende describir los cambios mecánicos y fisiológicos que ocasionan el daño anatómico y funcional en el cuerpo humano. En este apartado, teniendo en cuenta los resultados de diferentes estudios biomecánicos, se busca describir estos mecanismos lesionales junto con las lesiones que suponen, diferenciando la región anatómica del peatón que haya resultado dañada tras el atropello.

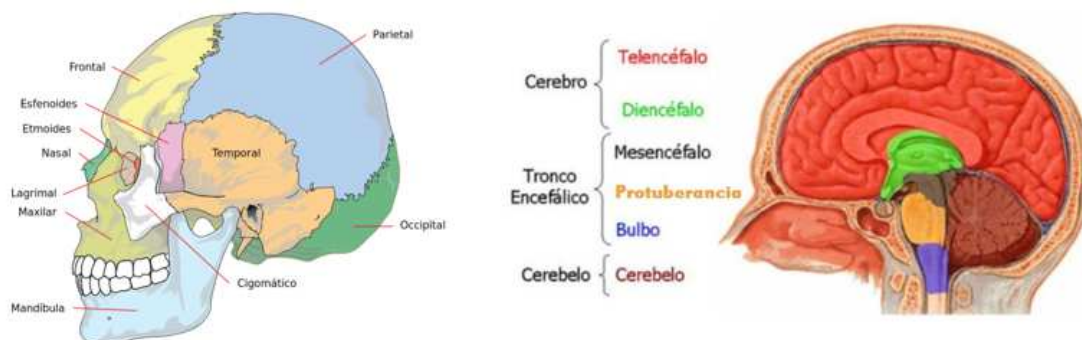
##### ***2.2.4.1. Biomecánica lesional de la cabeza y del cuello***

La cabeza es la localización más frecuente de las lesiones fatales en un peatón golpeado por un turismo, tanto en solitario como en combinación con una o más lesiones mortales en otras partes del cuerpo. La localización del punto de impacto de la cabeza en el vehículo depende principalmente de la categoría del vehículo (tamaño y diseño exterior) así como de la altura del peatón. Asimismo, la velocidad del atropello también juega un papel sumamente importante en la posición en la que impacta la cabeza. Para un peatón adulto, la cabeza suele impactar entre la parte final del capó y el comienzo del parabrisas o en el pilar A. Pueden darse casos en los que se observe el impacto de la cabeza en la parte superior del parabrisas o incluso en el techo del vehículo.



**Figura 2.13. Localización de los impactos de la cabeza en diferentes tipos de vehículos [17].**

La cabeza está formada por una estructura ósea (cráneo) que envuelve y protege el contenido intracraneal formado por el cerebro, el cerebelo y el tronco encefálico.



**Figura 2.14. Anatomía de la cabeza.**

Las lesiones que se dan con mayor frecuencia en la cabeza de un peatón son [18]:

- Traumatismos Craneoencefálicos (TCE)
- Fracturas craneales
- Laceraciones y contusiones
- Hematomas intracraneales
- Daño Axonal Difuso (DAI)

Siendo los traumatismos craneoencefálicos una de las lesiones más importantes, debido a su elevada frecuencia y sus graves repercusiones en tasas de mortalidad y secuelas incapacitantes. A menudo cuando se habla de traumatismos craneales se incluye sólo el estudio de la cabeza. No obstante, la unión cráneo-cervical, el raquis cervical y el resto de la columna se ven afectados en mayor o menor grado en los TCE. Estas estructuras anatómicas suelen ser valoradas de forma independiente al cráneo cuando no debería ser así.

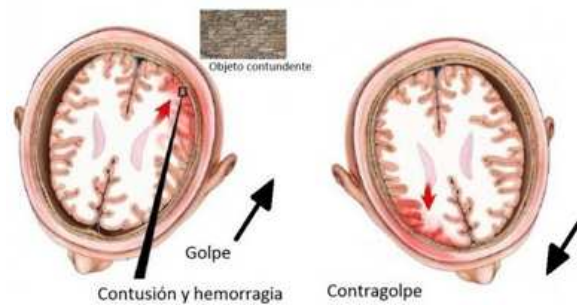
Existen una serie de hipótesis en las que se basa el conocimiento actual sobre la biomecánica de los TCE. Holbourn en 1943 [19] concluyó que el cerebro se comportaba como un elemento incompresible y, en consecuencia, dedujo que las aceleraciones lineales apenas lo deformaban. Por tanto, este tipo de lesiones serían debidas principalmente a aceleraciones angulares, que provocan fenómenos de cizallamiento. Estos mecanismos de cizallamiento en el seno de la sustancia blanca y en las interfases parenquimatosas del encéfalo son el origen de la lesión conocida como Daño Axonal Difuso [20] al provocar roturas de las fibras nerviosas (axones). Por otra parte, Gurdjian y sus colaboradores [21], tras una serie de experimentos que pretendían calcular los límites de tolerancia del encéfalo a las aceleraciones lineales y angulares, concluyeron que la conmoción cerebral resulta del producto de fuerzas de cizallamiento en el tronco cerebral causadas por los gradientes de presión que se derivan de las dinámicas de impacto en un sistema cerrado. En 1961 crearon la conocida curva de tolerancia Wayne State. Se trata de un modelo que relacionaba la aceleración en la cabeza y el tiempo en el que ésta se aplicaba, mostrando baja probabilidad de lesión cerebral severa para aquellos puntos que se sitúan por debajo de la curva. En 1992, Willinger [22] contempló por primera vez el movimiento relativo entre cráneo y encéfalo, y concluyó que, en ocasiones, ambos (continente y contenido) se mueven o se deforman paralelamente pero que, en otras ocasiones, cada uno sigue un vector movimiento o de deformabilidad diferente. Si el traumatismo se produce contra un objeto blando o deformable, el cerebro y el cráneo se mueven según aceleraciones similares, mientras que si el traumatismo es debido al impacto contra un objeto duro o indeformable la movilidad de cráneo y encéfalo es diferente.

Las lesiones de la cara suelen ser debidas al impacto contra el parabrisas. Las heridas más graves suelen ocurrir en el globo ocular. Las fracturas faciales, excluyendo las fracturas nasales, no suelen ser excesivas en número. No obstante, las fracturas del macizo facial se relacionan frecuentemente con lesiones masivas en el cráneo. El impacto contra el suelo u otro obstáculo puede agravar o crear lesiones craneofaciales [23].

Los traumatismos en la cabeza son debidos al impacto directo contra el vehículo, o con mayor frecuencia se deben al impacto de la cabeza contra el pavimento u otro obstáculo del entorno. Los fenómenos de aceleración-deceleración (típicos en un atropello) también pueden desencadenar lesiones cerebrales importantes incluso sin impacto craneal [24]. Se pueden observar, por tanto, tres tipos de mecanismos lesional en la cabeza [18], [25]:

- Lesiones por impacto directo.
- Lesiones de contragolpe (cuando el cerebro golpea la parte interna de la bóveda craneal del lado opuesto al impacto, debido a un mecanismo indirecto de agitación).
- Lesiones de deceleración (cuando se produce un movimiento relativo y diferente de una zona del contenido intracraneal respecto de otra debido a la deceleración).





**Figura 2.15. Mecanismo lesional de contragolpe en la cabeza.**

Por tanto, además de las fracturas craneales, se debe hacer especial hincapié en los mecanismos inerciales que se producen en la cabeza debido al impacto. Cuando un peatón es atropellado, la masa encefálica (que tiene consistencia de gel) puede comprimirse contra las paredes internas de la bóveda craneal, pudiendo producirse contusiones hemorrágicas en los lóbulos frontales, temporales, o en los occipitales o tronco cerebral. Además, cuando la cabeza es sometida a una carga de inercia en una aceleración angular (típica en los atropellos), se producirá un movimiento relativo entre el cráneo y el cerebro.

Entre las lesiones por impacto, cabe destacar los siguientes tipos:

- *Lesiones en partes blandas:* como, por ejemplo, lesiones en el cuero cabelludo o las meninges.
- *Fracturas craneales:* las fracturas lineales son las más frecuentes y derivan de la acción sobre el cráneo de una fuerza. Estas fracturas son frecuentes en la base craneal (fracturas basilares). Se trata de fracturas secundarias a fuerzas con puntos de aplicación distantes de la base craneal (situados generalmente en la bóveda craneal). Entre las fracturas de la base craneal, existen dos tipos principales: longitudinales (las más frecuentes, debidas generalmente a golpes en el lateral de la cabeza) y transversas (menos frecuentes pero más graves, debidas a golpes en la región occipital o frontal). Éstas últimas pueden deberse a fuerzas de tensión en hiperextensiones del cuello, a veces la carga sobre la base craneal es axial aplicada desde la columna cervical respondiendo a un mecanismo de compresión. Son causa de muerte dado que pueden producir compresión de la arteria vertebral y traumatismo del tronco encefálico.
- *Fracturas deprimidas:* se clasifican en abiertas o compuestas y cerradas o simples, según exista o no continuidad en el cuero cabelludo que las recubre. A veces se producen fracturas conminutas, en las que el cráneo se fragmenta en múltiples trozos. Ocurre en impactos con alta energía que se disipa en un área relativamente pequeña durante un periodo de tiempo corto.
- *Fracturas por contragolpe:* se trata de lesiones más frecuentes en la fosa anterior, especialmente cuando el impacto ha sido sobre la región occipital. Por tanto, suelen aparecer en zonas distantes del lugar traumatizado. En peatones atropellados posterior o lateralmente, los traumatismos occipitales son muy frecuentes. Es posible incluso observar continuidades entre la fractura occipital y

la frontal. El mecanismo de producción de las fracturas por contragolpe puede deberse a un aumento de la presión intracraneal o a un efecto compresivo brusco del cerebro en el lado opuesto a la fuerza, entre otras causas.

- *Hematoma epidural o extradural*: se trata de un sangrado entre el hueso craneal y la más externa de las meninges, la duramadre. Generalmente, se produce próximo a la localización del impacto.
- *Hemorragia subaracnoidea*: se trata de un sangrado en el espacio subaracnoideo (bajo la meninges aracnoides) que está ocupado por el líquido cefalorraquídeo. Existen dos tipos: las focales (que tiene impacto en su vecindad) y las difusas.
- *Contusiones y laceraciones cerebrales*: no siempre una contusión se sitúa bajo el lugar de impacto. Pueden darse contusiones por golpe (inmediatamente debajo del área de impacto) o por contragolpe (en el lado opuesto del cerebro al área de impacto y generalmente en línea recta con éste). Los traumatismos en la región posterior de la cabeza producen lesiones por contragolpe en el 90% de los casos, mientras que los impactos frontales sólo lo hacen en el 10% de los casos. Las contusiones frontales ocurren a umbrales de aceleración más bajos que los temporales. La extensión de la contusión depende del impacto mecánico, mientras que su profundidad se incrementa con el tiempo.

Entre las lesiones por mecanismo inercial, destacan:

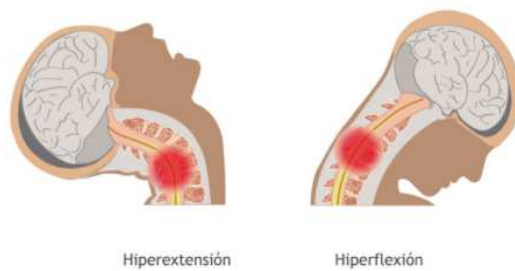
- *Hematoma subdural*: se trata de un sangrado debajo de la duramadre. Es debido a traslaciones violentas encefálicas en el interior del cráneo, es decir, existe un movimiento relativo. La lesión conocida como triada es característica de los peatones en caso de atropello. Consiste en lesiones de impacto occipital, hematoma subdural y lesiones por contragolpe.
- *Hemorragia subaracnoidea e intraventricular*: cabe diferenciar entre hemorragia subaracnoidea secundaria a un impacto de aquella que es derivada de un daño difuso (con el que se asocian típicamente). La hemorragia intraventricular puede ser debida a traumatismos por cizallamiento de los vasos.
- *Hemorragia intracerebral*: se producen y desarrollan (pues a veces son hematomas tardíos) en el seno de la sustancia encefálica, y no están en contacto con la superficie cerebral. Se originan como consecuencia de la coalescencia de hemorragias contusionales varias o por rotura directa de vasos intracerebrales.
- *Lesiones encefálicas difusas*: la lesión principal dentro de este tipo es el Daño Axonal Difuso. Consiste en un daño traumático del encéfalo provocado por un mecanismo brusco de aceleración/desaceleración, que generalmente se acompaña de fuerzas rotacionales, causando ruptura de axones (lesión por cizallamiento) y de la microvasculatura [26]. Es uno de los tipos de lesiones encefálicas que ocurre con mayor frecuencia y que tiene consecuencias enormemente significativas. El daño axonal difuso es una de las principales causas de pérdida de consciencia y estado vegetativo tras los traumatismo cerebrales [27]. Aparece en casi la mitad de los casos de trauma cerebral severo. También se da en traumas moderados y suaves, aunque con menor frecuencia. El resultado del daño axonal difuso

frecuentemente es el coma, cerca del 90% de las personas con daño axonal difuso severo nunca recupera la consciencia, y aquellos que lo logran presentan frecuentemente secuelas significativas.

- *Daño secundario*: característica importante de los TCE, ya que existen lesiones que no siempre son consecuencia directa de los mecanismos cinéticos. Ese daño primario puede desembocar en una serie de fenómenos físico-químicos y metabólicos (daño secundario). Se distinguen dos tipos de daño secundario: cerebral (por ejemplo, el aumento de la presión intracraneal puede producir descensos en el flujo vascular en las zonas irrigadas, además de complicar la evolución de otras lesiones) y extracerebral (hipoxia: deficiencia de oxígeno en la sangre y otros tejidos), shock, isquemia (detención o disminución de sangre a través de las arterias de una determinada zona), alteraciones del equilibrio hidro-electrolítico, sepsis, entre otros factores extracerebrales que pueden dañar el encéfalo secundariamente).

Las lesiones cerebrales se ven influenciadas especialmente por la duración del impacto y por la localización de dicho impacto en el cráneo. La severidad de estas lesiones también depende de la rigidez de la zona de contacto. Una vez que la fuerza de impacto excede el umbral de daño admisible, se produce la fractura del hueso craneal.

Por otro lado, la columna vertebral es la principal estructura portante de la cabeza y el tronco. Se divide en siete vértebras cervicales, doce torácicas y cinco lumbares. El cuello es la estructura formada por esas siete primeras vértebras (zona cervical) y el conjunto de músculos, ligamentos y tendones que unen el tronco con la cabeza. La cinemática del peatón en caso de atropello demuestra que la columna vertebral y concretamente la zona cervical se encuentra sometida a importantes esfuerzos. En la zona del cuello, se pueden producir movimientos de hiperextensión debidos al aplastamiento de la cabeza contra el vehículo, o también movimientos de hiperflexión debidos a la caída hacia el suelo. Esto puede desembocar en alteraciones neurológicas [23].

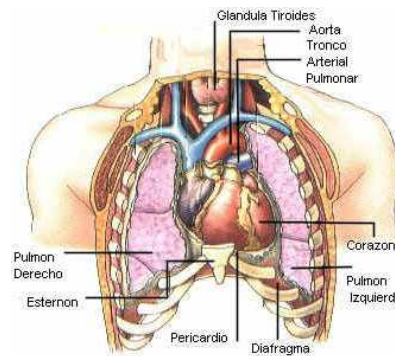


**Figura 2.16. Movimientos de hiperextensión e hiperflexión en el cuello.**

En las trayectorias de salto mortal, el golpe de la cabeza contra el vehículo o contra el suelo ocurre a veces en posición vertical invertida lo que conlleva un riesgo más que elevado de lesiones importantes en el cuello y cabeza.

#### 2.2.4.2. *Biomecánica lesional del tórax y el abdomen*

El tórax está formado por una caja en forma de cilindro irregular limitado superiormente por el cuello e inferiormente por el diafragma. En la parte inferior del tórax se sitúa la cavidad abdominal, y la parte inferior del abdomen se apoya sobre la pelvis. En el tórax se localizan los pulmones y el corazón. El abdomen, por su parte, contiene diversos órganos sólidos (hígado, bazo, páncreas, riñones y glándulas suprarrenales) y órganos huecos (esófago, estómago e intestinos). También son interesantes otros órganos (que pertenecen a la zona pélvica) como pueden ser la vejiga y, en el caso de las mujeres, el útero y los ovarios [10].



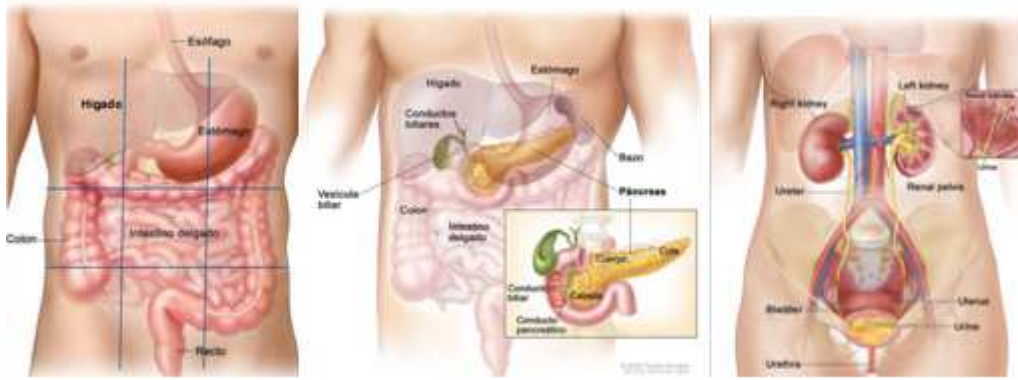
**Figura 2.17. Anatomía del tórax.**

Las lesiones torácicas son la segunda causa de muerte y lesiones graves tras las lesiones en la cabeza [28], lo que supone un alto coste para la sociedad. De hecho, las lesiones en el tórax y la columna son las que tienen mayor riesgo en la supervivencia del peatón [29]. Por otro lado, las lesiones específicas que suponen mayor riesgo de muerte en el viandante son las lesiones en grandes vasos sanguíneos junto con las lesiones internas. Ambas lesiones se encuentran relacionadas con la zona torácico-abdominal del cuerpo humano. A lo anterior hay que añadir que conforme aumenta la edad del peatón, la proporción de lesiones torácicas se incrementa [30].

Las lesiones en el tórax pueden deberse a tres mecanismos [31]:

- Compresión en el tórax
- Carga viscosa en el interior de la cavidad torácica
- Carga inercial en los órganos internos

Los traumatismos torácicos a causa de la fuerza de compresión en el tórax pueden producir fracturas de la parrilla costal, fractura de esternón, hemotórax y neumotórax. Por su parte, la viscosidad y la carga inercial interna puede desembocar en contusiones en los pulmones y demás órganos internos, junto con la rotura de grandes vasos sanguíneos. No obstante, las lesiones en el tórax en caso de atropello suelen ser, a menudo, fruto de una combinación de los tres tipos de mecanismos lesionales citados.



**Figura 2.18. Anatomía del abdomen.**

La forma más común de impacto en un atropello es el impacto lateral del tórax. En este tipo de impactos, el tórax es acelerado hacia el capó y de repente decelerado debido al impacto brusco contra la superficie del capó [25]. El contacto del tórax con el frontal del vehículo será diferente en función de la edad y de la altura del peatón, lo que influye en la diferente rigidez que tendrá la superficie de contacto del vehículo, ya que bajo el capó se encuentran diversas partes del motor. La lesión de tórax en adultos y adolescentes es debida principalmente al impacto contra la zona superior del capó. Sin embargo, en niños, esta lesión suele deberse al impacto con el borde delantero del capó y la parte frontal o delantera del vehículo.

Se observa, también, un gran número de lesiones en la cintura escapular en aquellos peatones atropellados que han sufrido caídas violentas contra el suelo tras el impacto. Un elevado número de peatones se golpea contra el suelo con la parte anterior del hombro. Por otro lado, se encuentran los atropellos por vehículos de dos ruedas, que provocan pocos impactos directos, pero suponen violentas caídas al suelo de los peatones [23].

Las fracturas costales son el tipo de lesión más común de lesión torácica ósea en caso de atropello [32], seguidas por las lesiones en los pulmones [33], [34]. Las fracturas costales se consideran peligro para la vida cuando el número de costillas rotas es superior a tres, lo que equivale a la lesión conocida como volet costal o tórax inestable. Esta lesión se asocia, generalmente, con la penetración de las costillas fracturadas en el interior de la cavidad torácica y, por tanto, con una mayor probabilidad de sufrir penetraciones en el pulmón (hemotórax y/o neumotórax), rotura de grandes vasos sanguíneos (como la arteria aorta) o lesiones en el corazón (contusión cardíaca, taponamiento o hemopericardio). De forma que las fracturas costales múltiples se pueden asociar con una mayor probabilidad de sufrir lesiones intratorácicas y abdominales. Basset [35] demostró que las lesiones intratorácicas aumentan aproximadamente un 10% con cada costilla fracturada.

En caso de que la persona impactada sea una persona de edad avanzada, ésta es más susceptible de sufrir fracturas. Con la edad, los huesos se desmineralizan y se hacen más porosos, lo que se traduce en una disminución de la resistencia del material [36], [37]. Por ello, la tolerancia a las fracturas es menor [38], [39]. Sin embargo, los jóvenes tienen

mayor probabilidad que las personas mayores de sufrir lesiones pulmonares sin fracturas severas de costillas [34].

Yen y Fung [40] concluyeron que la compresión o la onda de presión provocada por un impacto a alta velocidad puede transmitirse a través de la pared torácica causando daños en los pulmones. Entre las lesiones más comunes localizadas en este órgano se encuentran el hemotórax y el neumotórax. Ambas lesiones son debidas a las laceraciones ocurridas en los tejidos pulmonares, los vasos sanguíneos, la pleura parietal o la pleura visceral, causadas por fracturas costales. El hemotórax tiene lugar cuando la cavidad pleural, entre la pleura visceral y parietal, se llena de sangre. Si en lugar de sangre, se llena de aire, se produce un neumotórax. La presencia de estos fluidos en dicha cavidad comprime los pulmones dificultando o impidiendo la respiración. Estas lesiones pueden conllevar la muerte del peatón, especialmente si se da un neumotórax a tensión, que supone una entrada de aire en la pleura pero éste es incapaz de salir, aumentando la presión.

Además, en caso de impacto torácico, el corazón puede sufrir una contusión, laceración, arritmia, taponamiento cardíaco (cuando la sangre se acumula en la cavidad pericárdica, provocando la compresión del corazón y los grandes vasos sanguíneos) o paro cardíaco. Los impactos laterales suelen producir más deformación torácica y, en consecuencia, mayor probabilidad de lesión cardiovascular, en comparación con los impactos frontales. Actualmente no se ha determinado si esto es debido principalmente a las diferencias en la dinámica frontal y lateral, o a las diferencias en tolerancia humana a la carga anterior/posterior frente a la carga lateral [41]. La contusión es debida a la compresión y a la velocidad de compresión. La laceración cardíaca, por su parte, puede ser debida a una gran deformación del esternón. El paro cardíaco puede deberse a un impacto a gran velocidad, interrumpiendo la transducción electromecánica de la pared cardíaca [42]. Entre las lesiones de los grandes vasos, destaca la ruptura aórtica, también más frecuente en impactos laterales que frontales. Este desgarró aórtico ocurre habitualmente en el hilio. Puede ser debido a la concentración de tensión debida al movimiento relativo entre estructuras fijas (como la aorta descendente) y estructuras relativamente libres (como el arco de la aorta) [43]–[45].

Relacionadas con la zona torácica del peatón se encuentran las lesiones abdominales. Éstas son menos frecuentes que las lesiones torácicas, pero cuando ocurren suelen ser más graves. Generalmente los impactos laterales causan más lesiones en los órganos sólidos que en los huecos. Órganos sólidos son el hígado, el bazo y los riñones. Mientras que los órganos huecos son el estómago y el intestino. El análisis de la muestra de datos pone de manifiesto que entre las lesiones abdominales más comunes que puede sufrir un peatón en caso de atropello se encuentran: laceración/contusión de hígado, bazo y riñón, contusión de la pared abdominal, contusión en estómago, perforación aorta abdominal, sangrado abdominal, hemoperitoneo y aplastamiento abdominal.

El hígado es el órgano sólido más grande del cuerpo. Alrededor del 27% del flujo sanguíneo corporal atraviesa el hígado [46]. De forma que cuando se da una laceración en este órgano, una de sus principales complicaciones es la hemorragia. La mayoría de

las lesiones hepáticas son leves (con una tasa de mortalidad inferior al 10%), pero en casos complejos en los que se produce inestabilidad hemodinámica la mortalidad asciende al 50%. Entre los mecanismos de lesión del hígado destacan el aplastamiento, la penetración de costillas fracturadas, deceleración y laceración/contusión hepática.

El bazo es el mayor órgano linfático del cuerpo. La hemorragia también es uno de los principales problemas en caso de laceración. Los traumatismos en el bazo provocan entre un 10% y un 25% de mortalidad dada la rápida pérdida de sangre y el shock hipovolémico. Los mecanismos de lesión son similares a los del hígado (aplastamiento, penetración de costillas fracturadas y deceleración) [41].

En caso de laceración del riñón, la hemorragia también se convierte en el principal problema. Cerca del 35% del flujo sanguíneo corporal atraviesa los riñones. Los mecanismos de lesión siguen siendo similares a los del hígado (aplastamiento, penetración de costillas fracturadas y deceleración). Las lesiones renales son más frecuentes en impactos laterales, debido a su localización en el cuerpo humano.

A pesar de que en los órganos huecos se pueden dar hemorragias, especialmente si existe afectación en el mesenterio, contrastan con los órganos sólidos en que el principal problema en las lesiones es el derrame de contenidos y la sepsis asociada. En general, cuanto más distal (más hacia abajo) sea la localización de la lesión, mayor es el problema ya que los contenidos son más sépticos y las estructuras contienen más material. Los mecanismos de lesión en los órganos huecos incluyen la presión intraluminal debida a la compresión, la perforación por fracturas costales y pélvicas, cizalladura o aplastamiento contra la columna y la fuerza inercial que puede causar trastornos en la unión mesentérica.

Las lesiones en la vejiga urinaria son poco frecuentes, puesto que la vejiga se encuentra protegida por las estructuras pélvicas, por lo que suelen estar asociadas a fracturas de pelvis. Por otro lado, las lesiones en el diafragma son también poco frecuentes. Sin embargo, éstas tienen un riesgo de mortalidad del 40%. Tampoco son comunes las lesiones en el páncreas. El principal mecanismo de lesión de este órgano es el aplastamiento contra la columna.

En las lesiones localizadas en la zona tronco-abdominal no se deben olvidar las lesiones que se producen en la columna vertebral. Cabe recordar que la columna se divide en tres zonas: la región cervical (vértebras de C1 a C7), la región torácica o dorsal (vértebras de T1 a T12) y la región lumbar (vértebras de L1 a L5). Además de estas 24 vértebras independientes, la columna está formada por otras 9 que se encuentran soldadas entre sí (sacro y cóccix). El estudio de la biomecánica de impacto en esta zona corporal levanta mucha controversia, dada su complejidad estructural y fisiológica. A pesar de su importancia, se encuentran entre las más difíciles de predecir y de estudiar. Las lesiones en la columna, debido a su proximidad a la médula espinal, son una de las lesiones más graves que se pueden dar en un atropello, causando secuelas muy importantes (paraparesia, paraplejia) o la muerte (tienen un riesgo alto de mortalidad). Las fracturas de las vértebras o roturas de los ligamentos pueden llegar a desestabilizar la columna,

causando daño a la médula espinal. Además, las lesiones de relativa poca gravedad (AIS 1) en la columna (esguince o contracción) pueden producir daño crónico.

Las lesiones óseas son el tipo de lesión más frecuente en la columna vertebral. Las fracturas de las vértebras pueden ser por aplastamiento, por tensión o fracturas en forma de cuña de la parte anterior del cuerpo vertebral. En la región posterior de las vértebras, pueden darse fracturas de las láminas, de las apófisis espinosas o transversales, y fracturas de los pedículos. Cuando se produce una dislocación, las fracturas pueden aparecer combinadas con lesiones en los ligamentos. Las lesiones en los ligamentos son debidas a movimientos relativos entre vértebras que causan una tensión excesiva en el ligamento. Esto puede conllevar la rotura parcial o total del ligamento, o un alargamiento excesivo. Las lesiones en los ligamentos que provoquen pérdida de estabilidad en la columna dan lugar a luxaciones de columna. Éstas se caracterizan por una separación entre vértebras contiguas. Estas lesiones son especialmente importantes ya que pueden conllevar daño en la médula.

También se pueden producir desgarros y roturas de los discos intervertebrales debido al traumatismo asociado a un atropello. La deformación local del anillo fibroso que puede ocasionar un traumatismo en la columna, abultamiento conocido erróneamente como desplazamiento del disco, puede comprimir la médula espinal o las raíces nerviosas pudiendo llegar a desencadenar fallos neurológicos. Por su parte, las lesiones en la médula espinal también pueden producir daños neurológicos severos. La localización de una lesión en la médula espinal es la que determina qué zonas del cuerpo se verán afectadas por el daño. Por ejemplo, una lesión a la altura de la columna lumbar puede causar la pérdida de sensibilidad y movimiento en las extremidades inferiores. Cuanto más arriba se localice la lesión, mayor será el número de regiones corporales afectadas. Las lesiones a nivel de C7-T1 pueden afectar al codo, muñeca, mano, tronco, músculos abdominales y al movimiento de las piernas. Si la lesión se da entre C5-C6, además de las anteriores zonas, el hombro puede resultar dañado. Sin embargo, una lesión a nivel de C3 o por encima, puede afectar al control del diafragma, por lo que suele ser una lesión mortal.

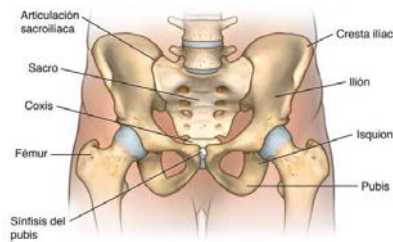
En cuanto a los mecanismos de lesión en esta zona, la compresión de la columna puede originar fracturas de los cuerpos vertebrales o lesiones de los discos intervertebrales. Si la columna es sometida a una tensión axial, el daño se puede producir mayoritariamente en los ligamentos o en los discos, además de fracturas en las vértebras. El movimiento de flexión puede provocar fracturas por compresión de la parte anterior del cuerpo vertebral, así como daños en los ligamentos y estructuras óseas posteriores sometidos a tensión. Un movimiento de extensión conllevaría las mismas lesiones, pero sustituyendo anterior por posterior.

#### **2.2.4.3. *Biomecánica lesional de las extremidades inferiores***

Las lesiones más comunes en las extremidades inferiores consisten en fracturas de tibia y peroné, seguidas de lesiones de la articulación de la rodilla y posteriormente de tobillo y pelvis.



La pelvis se define como una estructura ósea que da soporte al tronco y permite la transmisión de los esfuerzos procedentes de la columna vertebral hacia las extremidades inferiores. La pelvis se conecta con las extremidades inferiores por medio de las articulaciones coxofemorales [31]. Está constituida por un anillo de huesos, compuesto por los dos coxales a los lados y con el sacro y el coxis formando la pared trasera. Las lesiones más frecuentes en peatones consisten en fracturas abiertas, fracturas múltiples en un mismo hueso y fracturas conminutas. La fractura pélvica, principalmente las de tipo inestable, son las que suponen más riesgo en lo que concierne al sistema locomotor.



**Figura 2.19. Anatomía de la pelvis.**

Las fracturas de pelvis pueden deberse a tres principales tipos de mecanismo lesional [23]:

- Rotación externa
- Compresión lateral
- Cizallamiento

Las fracturas debidas a una rotación externa de la pelvis son consecuencia de una compresión anterior sobre la sínfisis púbica y una rotación externa de las caderas, y este mecanismo lesional suele darse cuando el atropello se produce a alta velocidad. Por otro lado, la carga lateral en la pelvis que puede darse en un atropello lateral por el impacto contra el borde del capó y la zona superior del fémur puede desembocar en lesiones por compresión. Estas lesiones pueden afectar a la zona de la sínfisis púbica, a la rama púbica, al acetábulo, a la cabeza del fémur y a la zona proximal del hueso del fémur. Las fracturas del anillo pélvico se clasifican según la dirección de la carga: compresión lateral, compresión anterior-posterior, cortante vertical y lesión mecánica combinada [47], [48]. El patrón de lesión pélvica es indicativo del tipo de impacto que se haya producido en el accidente de tráfico y, en consecuencia, de la dirección de aplicación de la fuerza y del mecanismo de lesión.

Las lesiones en la pelvis llegan a tener tasas de mortalidad del 50% [49] ya que por el interior del anillo pélvico circula una gran concentración de vasos principales, de forma que una fractura pélvica puede provocar una hemorragia masiva. Además, las lesiones en la pelvis pueden desencadenar otras lesiones en órganos situados en esta región corporal. Por ejemplo, pueden producir lesiones en la vejiga, hematomas retroperitoneales y lesiones mesentéricas.

Por otro lado, las lesiones en las extremidades inferiores son causadas casi con total probabilidad por el impacto con la parte frontal del vehículo. La siguiente figura muestra las principales lesiones que suelen darse en esta zona como consecuencia de un atropello, cuando el peatón se sitúa de forma lateral al vehículo. Una carga de torsión axial aplicada en la pierna como consecuencia de una fuerza de impacto lateral puede desembocar en diversas lesiones [25].



**Figura 2.20. Lesiones principales en las extremidades inferiores del peatón como consecuencia de un atropello.**

Los tipos de lesiones en esta zona dependen de factores como el punto de impacto, el diseño de la parte frontal del vehículo o la velocidad de impacto, entre otros. Las tipologías lesionales más comunes en las extremidades inferiores consisten en fracturas de huesos largos (es decir, fracturas de fémur, tibia y/o peroné), lesiones en la zona de la rodilla y también son frecuentes los esguinces y las fracturas del tobillo y/o el pie. Este tipo de fracturas son debidas al impacto de la pierna contra la parte delantera del vehículo, como puede ser el caso del parachoques o el capó. Se pueden distinguir diferentes mecanismos de lesión según este primer impacto y la posterior aceleración que se le transmite a las extremidades inferiores. Entre los mecanismos lesionales observados en las piernas, destacan [41]:

- Aceleración de la tibia en su parte proximal.
- Desplazamiento tangencial o cortante entre el fémur y la tibia (esfuerzo cortante por desplazamiento relativo del fémur con respecto a la tibia).
- Ángulo en valgo forzado.

Las fracturas de fémur pueden ocurrir de forma distal cerca de la rodilla, próximas a la articulación de la cadera o en la diáfisis. En cuanto a las lesiones de rodilla, se incluyen: fracturas del fémur distal, de la tibia proximal, de la rótula, roturas de ligamentos o fracturas por avulsión, daño en la cápsula de la rodilla y rotura de los meniscos. Las fracturas por avulsión surgen cuando la tensión en los ligamentos provoca una fractura ósea en la unión entre ligamento y hueso. Además, los procesos de recuperación de la articulación de la rodilla son generalmente largos y suponen en gran parte de los casos una pérdida de la función. Un estudio realizado en 2001 [50] mostró que entre todos los peatones impactados lateralmente, en el 94% de los casos se observaron lesiones en la

rodilla. El tipo de acolchado en el diseño de un vehículo afecta a cómo las cargas se transmiten a la rodilla y, por tanto, al tipo de lesiones que se dan.

A pesar de que existen fuertes relaciones entre las lesiones en los huesos largos y las cargas que soportan, cabe no olvidar el papel que juegan los músculos y la tensión muscular en los patrones y mecanismos de lesión. Debido a que la mayoría de los estudios experimentales para determinar umbrales y criterios de lesión se llevan a cabo con cadáveres, esta tensión muscular no puede ser tenida en cuenta. Por ello, se debe ser precavido en la utilización de los resultados de estos estudios en la predicción de lesiones, puesto que las fuerzas musculares influyen tanto en la magnitud de la fuerza de rotura como en la distribución de tensiones en los huesos.

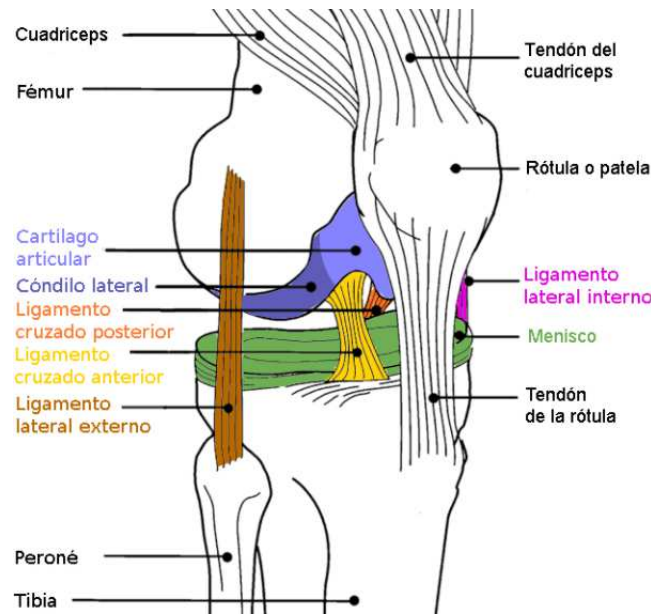
En general, la gravedad de las lesiones tras un accidente de tráfico suele ser evaluada usando la escala AIS. Sin embargo, esta puntuación no refleja las repercusiones a largo plazo que suponen las lesiones. La importancia de las lesiones no sólo debe evaluar su gravedad sino también los tratamientos y períodos de curación. Y es que precisamente las consecuencias a largo plazo son la secuela principal de las lesiones en extremidades inferiores. Es por esta razón por la que gran parte de las lesiones en las piernas presentan un valor AIS no grave, pero con importante disminución de la calidad de vida posterior del peatón a largo plazo. No obstante, las lesiones pélvicas sí se corresponden con un AIS elevado debido a que la pelvis se encuentra muy vascularizada, de tal forma que las fracturas pueden causar roturas arteriales comprometedoras para la supervivencia. En lo que se refiere a las fracturas de huesos largos, la tibia es un hueso esbelto desprotegido en su parte anterior, haciéndola vulnerable a sufrir fracturas abiertas (más complicadas), que conllevan un gran riesgo de infección. Las fracturas femorales también tienen riesgo de embolismo. Las características de los tejidos conectivos en la pierna y sus compartimentos definidos hacen que, en caso de que existan sangrados en esta zona por cortes vasculares, la sangre no se pueda extender interiormente, generando incrementos locales de presión comprimiendo nervios, otros vasos, o músculos (síndrome compartimental) que puede provocar la muerte de tejidos.

Gran parte de las fracturas en los huesos largos requieren tratamiento quirúrgico. Esto hace que este tipo de lesiones puedan suponer que la recuperación de la función motora no sea completa, lo que conllevaría una posible discapacidad permanente en la movilidad con, en ocasiones, consecuencias psicosociales [51], [52]. Además, a pesar de que las lesiones menores (como, por ejemplo, los esguinces) no se asocian con discapacidades significativas a largo plazo, hasta el 40% de dichas lesiones pueden suponer problemas crónicos [53], [54].

En resumen, aunque las lesiones en extremidades inferiores no suelen comprometer la vida del peatón, suponen un gran impacto en la sociedad puesto que son la primera causa de discapacidad e invalidez a largo plazo.

Los mecanismos lesionales en la rodilla se pueden resumir en cizalladura y torsión. El mecanismo de cizalladura se relaciona con un desplazamiento traslacional en la dirección lateral entre la pierna próxima y la distal en la rodilla. Por otro lado, el mecanismo de

torsión se relaciona con el desplazamiento angular entre la pierna y el muslo. Se distinguen así dos condiciones extremas de carga. La primera se corresponde con la máxima deformación posible a cizalladura de la rodilla, mientras que la segunda se corresponde con la máxima deformación de torsión de los ligamentos. El ángulo en valgo forzado es debido al impacto del parachoques aproximadamente a la altura de la zona de la rodilla. La tibia, entonces, intenta mantenerse en su posición inicial por el principio de inercia, mientras que el fémur seguirá al torso en su abatimiento sobre el capó, formando ese ángulo que provoca una sollicitación en el ligamento lateral interior, un incremento de la presión en el menisco externo, la meseta tibial y el cóndilo femoral externo que puede comprometer el sistema nervioso y circulatorio.

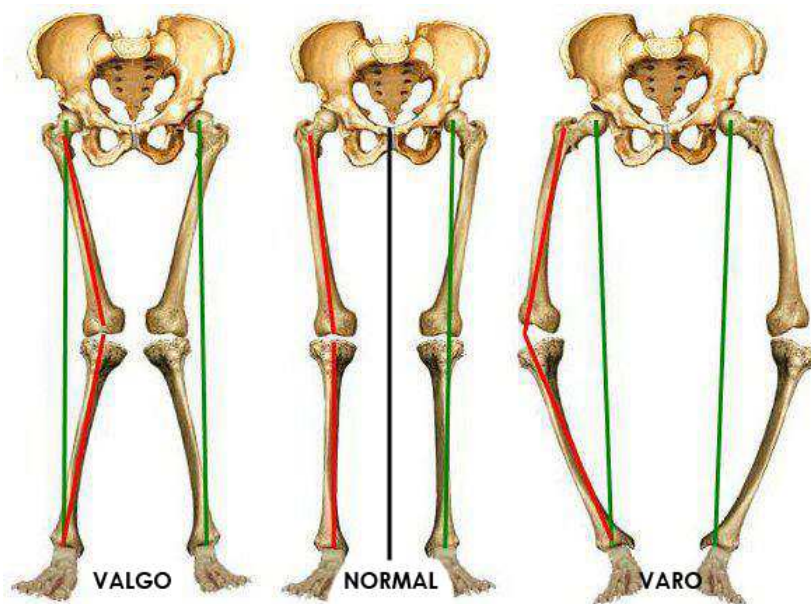


**Figura 2.21. Anatomía de la articulación de la rodilla.**

La tolerancia al impacto es función del modo de sollicitación. Por tanto, es importante conocer el mecanismo asociado a cada lesión específica en la pierna para diseñar así vehículos capaces de prevenir o disminuir la gravedad de estas lesiones. Resumiendo, la línea del capó, el parachoques y las estructuras rígidas que alberga (traviesa bajo parachoques) son generalmente la causa de las fracturas de los huesos largos en los peatones [55], [56]. Las fracturas de tibia pueden ser explicadas por el mecanismo de producción de un momento flector. Mientras que las fracturas en cuña, por ejemplo, son debidas a un mecanismo de flexión, aplicando tracción en una cara del hueso y compresión en la cara opuesta [57], [58]. En cuanto a las lesiones en la rodilla, el mecanismo dependerá de la diferente antropometría del peatón, las condiciones de impacto, geometría del vehículo, etc. Ya que la rodilla se puede ver sometida a diferentes combinaciones de fuerzas si el parachoques impacta por encima o por debajo de la rodilla. No obstante, el 73% de las lesiones de la articulación de la rodilla son ocasionadas por el mecanismo de momento flector [50], es decir, por la introducción de un varo o valgo forzado, dependiendo de la pierna impactada. Sin embargo, es generalmente aceptado que la articulación de la rodilla es sollicitada por una combinación de momento flector y

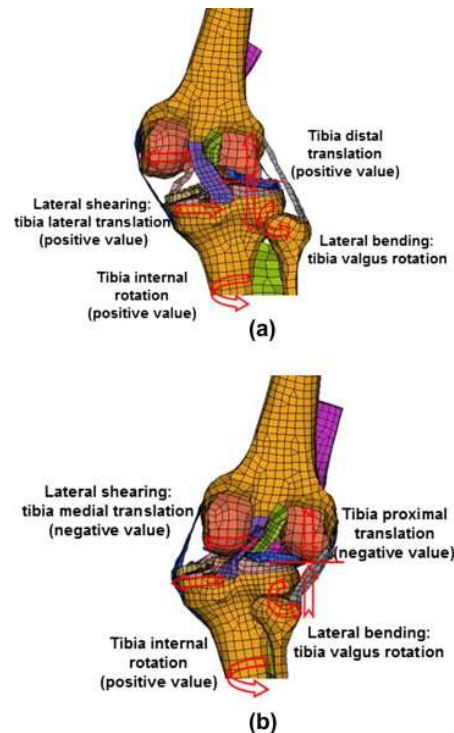
esfuerzo cortante o tangencial. En general, los ligamentos laterales son las estructuras ligamentosas dañadas con mayor frecuencia cuando se produce un varo o valgo forzado. Si se rompe el ligamento lateral, se facilita el impacto del cóndilo femoral sobre la meseta tibial opuesta, lo que puede desembocar en una fractura de la meseta tibial o de los cóndilos femorales.

El mecanismo y gravedad de lesión se ve también afectado por la dirección del impacto. Considerando que la mayoría de los atropellos se producen lateralmente, si un peatón es impactado por un vehículo por la izquierda, por ejemplo, la parte externa de la extremidad inferior izquierda y la parte interna de la extremidad derecha reciben una sollicitación directa, provocando un valgo forzado (relacionado con lesión en ligamento colateral medial o interno) en la pierna izquierda y un varo forzado (relacionado con lesión en ligamento colateral lateral o externo) en la derecha.



**Figura 2.22. Valgo y varo forzado en las piernas.**

El mecanismo de lesión del ángulo de flexión de la rodilla puede deberse a dos tipos de respuesta típicas de la rodilla (ver Figura 2.23). Los valores positivos de ángulo de flexión proceden de la rotación interna de la tibia, la traslación de la tibia distal y la traslación lateral de la tibia. Mientras que los valores negativos son debidos a una rotación externa de la tibia, la traslación de la tibia proximal y la traslación de la tibia medial (ver Figura 2.23). La traslación lateral de la tibia suele aparecer con la rotación interna de la tibia y un valor bajo de traslación de la tibia distal. La traslación de la tibia medial ocurre con la traslación de la tibia proximal y un valor alto de rotación interna de la tibia [59].



**Figura 2.23. Mecanismo de lesión del ángulo de flexión de la rodilla ((a) valores positivos y (b) valores negativos) [59].**



**Figura 2.24. Mecanismos de lesión en el tobillo.**

En cuanto a las fracturas de tobillo, cuando el pie realiza un mecanismo de inversión durante el atropello, las lesiones son seis veces más frecuentes que si se índice una eversión [50].

## **2.3. Herramientas para el análisis de las consecuencias sufridas por los peatones en caso de atropello**

Existen escalas que permiten evaluar la severidad global de las lesiones de un peatón tras un atropello, y parámetros o criterios de lesión específicos que califican la gravedad de estas lesiones pero de forma específica, diferenciando en qué región anatómica del cuerpo humano ha tenido lugar la lesión. En general, son evaluaciones desarrolladas por expertos procedentes de diferentes disciplinas, basándose en datos reales, que implícitamente codifican la severidad de las lesiones atendiendo a diferentes criterios, entre los que

destacan la amenaza o riesgo que suponen para la vida, daño permanente o secuelas, período de tratamiento o rehabilitación y pérdidas sociales.

### **2.3.1. Escalas de lesiones**

Existen diferentes escalas o códigos que permiten determinar la gravedad y el pronóstico de los pacientes politraumatizados, como es el caso de las víctimas de accidentes de tráfico. Algunos de ellos se basan en alteraciones fisiológicas mientras que otros lo hacen en la descripción anatómica de las lesiones. Las escalas fisiológicas son útiles principalmente en la valoración inicial, incluso antes del ingreso hospitalario, y requieren información sanitaria muy detallada (como, por ejemplo, la presión sanguínea o la frecuencia respiratoria) que no suele estar disponible en las bases de datos de accidentes, por lo que no son utilizados comúnmente en estudios de biomecánica [60]. Por esta razón, en esta tesis doctoral se utilizarán escalas anatómicas para evaluar la gravedad de los peatones atropellados, ya que esta investigación se basa en informes médicos y forenses donde se realizan descripciones anatómicas de las lesiones.

#### **2.3.1.1. Escalas anatómicas**

Entre las diferentes escalas anatómicas existentes, se van a detallar en este apartado aquellas que son más ampliamente utilizadas en la investigación de accidentes de tráfico. Las cuatro escalas presentadas en este apartado son:

- Escala Abreviada de Lesiones (AIS, *Abbreviated Injury Scale*)
- Máxima Escala Abreviada de Lesiones (MAIS, *Maximum Abbreviated Injury Scale*)
- Índice de Severidad de Lesiones (ISS, *Injury Severity Score*)
- Nuevo Índice de Severidad de Lesiones (NISS, *New Injury Severity Score*)

La necesidad de un sistema de estandarización y clasificación de las lesiones y de su gravedad fue evidente a mediados de la década de los años sesenta, momento en el que empezaron a constituirse los primeros equipos multidisciplinares para la investigación de los accidentes de tráfico. Estos equipos estaban formados por especialistas de diversos campos: automoción, medicina, anatomía, fisiología y accidentología, entre otros. El objetivo era y es analizar los datos epidemiológicos de los accidentes, los parámetros de evaluación en el diseño de los vehículos, la incidencia de los traumatismos y sus mecanismos de lesión.

Determinar si el tipo de lesión (por ejemplo, un traumatismo en la cabeza) era diferente según el tipo de vehículo implicado dependía del desarrollo de una escala estandarizada de la severidad de lesiones. Así surgió la Escala Abreviada de Lesiones (AIS) en 1971 [61], [62], gracias a la investigación de un equipo multidisciplinar. Se han desarrollado posteriores revisiones de esta versión inicial, incluyendo nuevas lesiones y mejorando el sistema de codificación. Se trata de la escala de medición de severidad de lesiones más utilizada en el mundo, tanto por especialistas clínicos, como por organizaciones gubernamentales, universidades, investigadores y la industria del automóvil. Esta escala



tiene dos componentes. En primer lugar, un código numérico (código predot) que busca definir la lesión específica, y en segundo lugar, un número que evalúa la severidad de la lesión (código postdot). Esta última parte de la escala AIS será la parte fundamental utilizada en esta tesis doctoral, ya que es la que permite categorizar la gravedad de las consecuencias de un determinado atropello.

**Tabla 2.9. Codificación de severidad de lesión según la escala AIS.**

AIS	% supervivencia	Gravedad de lesión
1	99,3	Menor
2	99,2	Moderada
3	96,5	Grave sin peligro para la vida
4	85,4	Grave con peligro para la vida
5	60,4	Crítica (supervivencia incierta)
6	21	Lesión máxima

La escala AIS clasifica la severidad en función de la zona del cuerpo lesionada y la magnitud de la lesión en esa región anatómica. Esta escala asigna una gravedad de lesión entre uno (correspondiente a una lesión menor) y seis (que equivale a una lesión máxima, incompatible con la vida). Existen listados extensos de las numerosas lesiones que se pueden dar en cada zona del cuerpo con su correspondiente gravedad AIS asociada.

Las lesiones están subclasificadas de acuerdo con la región del cuerpo. Así, por ejemplo, una lesión puntuada como AIS 3 en la cabeza puede reflejar una lesión de diferente severidad a la que le correspondería una lesión AIS 3 en las extremidades inferiores. La Tabla 2.10 refleja esta categorización.

**Tabla 2.10. Lesiones y severidad AIS en diferentes regiones anatómicas.**

AIS	Gravedad de lesión	Cabeza y cuello	Cara	Tórax	Abdomen
1	Menor	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Cefalea, vértigos, sin pérdida de conciencia</li> <li>- Trauma cervical (dolor)</li> <li>- Laceraciones, abrasiones y contusiones menores</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Abrasión craneal</li> <li>- Fractura nasal o de la rama mandibular</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dolor muscular, abrasiones o rigidez de la pared torácica</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Dolor muscular, abrasiones</li> </ul>
2	Moderada	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Trauma craneal con pérdida de conciencia inferior a 1 hora</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fractura sin desplazamiento de los huesos faciales</li> <li>- Fractura LeFort I</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fracturas simples de costillas (<math>\leq 2</math> costillas)</li> <li>- Fractura de esternón</li> <li>- Contusión mayor de pared torácica sin hemotórax, neumotórax o dificultad respiratoria</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contusión mayor de pared abdominal</li> </ul>
3	Grave sin peligro para la vida	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Trauma craneal con pérdida de conciencia de 1 a 6 horas</li> <li>- Fractura craneal deprimida</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pérdida del globo ocular o avulsión del nervio óptico</li> <li>- Fractura de desplazada de huesos faciales</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Fractura costal múltiple (<math>&gt; 2</math> costillas)</li> <li>- Hemotórax unilateral</li> <li>- Neumotórax</li> <li>- Ruptura del diafragma</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contusión abdominal con posible lesión de órganos</li> <li>- Contusión renal</li> </ul>



			- Fractura LeFort II	- Contusión/laceración pulmonar	
4	Grave con peligro para la vida	- Trauma craneal con pérdida de conciencia de 6 a 24 horas - Hematoma intracraneal	- Fractura LeFort III	- Fractura costal múltiple (> 4 costillas) - Fractura traqueal - Hemotórax bilateral - Hemoneumotórax - Tórax inestable - Contusión pulmonar - Contusión cardíaca-taponamiento	- Laceraciones menores de órganos abdominales (ruptura bazo, hígado, riñón y lesión en cola de páncreas) - Sangrado intrabdominal - Perforación estómago/duodeno/colon/recto
5	Crítica (supervivencia incierta)	- Trauma craneal con pérdida de conciencia de más de 24 horas - Hemorragia intracraneal, signos de aumento de la presión intracraneal		- Lesión torácica compleja, con dificultad respiratoria severa (ruptura traqueal) - Neumotórax a tensión, hemomediastino - Lesión de grandes vasos del tórax - Hemotórax masivo - Tórax inestable - Ruptura o contusión cardíaca	- Ruptura por herida o trauma cerrado con lesión de órganos intrabdominales y vascular - Rotura compleja de hígado, bazo, riñón o páncreas
6	Máxima lesión	- Fractura craneal con aplastamiento - Laceración troncoencefálica		- Sección aórtica total - Aplastamiento torácico masivo - Pérdida segmentaria aorta /innominada /pulmonar /subclavia - Laceración miocárdica compleja	- Sección del torso - Sección/pérdida segmentaria aórtica
AIS	Gravedad de lesión	Pelvis	Columna	Extremidades superiores	Extremidades inferiores
1	Menor		- Esguince local sin fractura ni luxación	- Esguinces menores - Fracturas o luxaciones de dedos - Contusiones codo, hombro, muñeca	- Esguinces menores - Fracturas o luxaciones de dedos - Contusiones tobillo
2	Moderada	- Fractura simple de pelvis	- Fractura menor o luxación, sin daños en la médula	- Fracturas complicadas de dedos - Esguince de articulaciones mayores - Fractura húmero, radio, cubito, clavícula, escápula	- Fracturas complicadas de dedos - Esguince de articulaciones mayores - Fractura simple de tibia o peroné
3	Grave sin peligro para la vida	- Fractura desplazada de pelvis	- Disco roto con daño a la raíz del nervio - Fractura de columna cervical sin lesión de médula	- Luxaciones de las articulaciones mayores (muñeca, hombro) - Amputación múltiple de dedos - Amputación de la extremidad superior	- Fractura abierta de huesos largos - Dislocación de rodilla - Rotura ligamentos de la rodilla - Fractura de fémur - Luxaciones de las articulaciones mayores (tobillo, rodilla, cadera) - Amputación múltiple de dedos - Amputación por debajo de la rodilla

4	Grave con peligro para la vida	- Fractura de pelvis con aplastamiento	- Rotura parcial de médula	- Laceración mayor en arteria humeral	- Fracturas complejas abiertas de huesos largos - Amputación o fractura múltiple por encima de la rodilla - Laceración mayor en arteria femoral
5	Crítica (supervivencia incierta)	- Fractura múltiple de pelvis abierta, inestable y desplazada	- Lesión completa de la columna cervical en C4 o por debajo, cuadriplejia		- Fracturas abiertas conminutas con lesión vasculonerviosa
6	Máxima lesión		- Aplastamiento/laceración de la médula con sección total con o sin fractura C3 o por encima		

La principal limitación de la escala AIS es que no permite una evaluación de los efectos combinados de diferentes lesiones, es decir, esta escala no es útil para determinar la gravedad global de un politraumatizado. El AIS codifica la gravedad sólo en lesiones específicas aisladas en una cierta zona de cuerpo, pero no es capaz de proponer una gravedad general teniendo en cuenta las lesiones en todo el cuerpo de forma conjunta [63], [64].

Como un intento de solucionar la limitación anterior, surgió la Escala Abreviada de Lesiones Máxima (MAIS). Esta escala simplemente considera la lesión más grave, es decir, la que tiene un valor AIS más alto de todas aquellas lesiones que ha sufrido el cuerpo de la víctima de accidente de tráfico. Sin embargo, la escala MAIS juega un papel insuficiente en las investigaciones en traumatología a causa de una relación no lineal con el riesgo de muerte [31]. Además, la tasa de mortalidad varía significativamente en cada valor de la AIS para cada lesión principal, en función de la AIS de la segunda herida más severa.

La necesidad de evaluar la gravedad de un paciente politraumatizado teniendo en cuenta las diversas lesiones que pueden coexistir en el cuerpo tras un accidente de tráfico es lo que motivó la creación del Índice de Severidad de Lesiones (ISS) [65]. En 1974, Baker llegó a la conclusión de que la mortalidad se incrementaba en presencia de lesiones que de por sí no constituían un riesgo para la vida del paciente, pero que tenían un marcado efecto en la mortalidad cuando coincidían con otras lesiones. En ello se basó la creación del índice ISS para la valoración global del estado del paciente que presentaba traumatismos en más de un área corporal. Este índice consiste en una escala numérica que se obtiene sumando los cuadrados de los tres valores más altos de la escala AIS, según cada región anatómica de acuerdo con la siguiente fórmula:

$$ISS = (AIS_1)^2 + (AIS_2)^2 + (AIS_3)^2$$

**Ec. 1**

Donde  $AIS_1$ ,  $AIS_2$  y  $AIS_3$  representan los valores AIS más altos correspondientes a tres regiones anatómicas diferentes. La suma de estos tres valores al cuadrado da como resultado un valor entre 1 y 75. El valor máximo de 75 es el resultado de tres lesiones puntuadas como AIS 5, o una o más lesiones AIS 6. Por tanto, todas las lesiones AIS 6 tienen asignado automáticamente un ISS de 75, lo que se corresponde con una lesión máxima incompatible con la vida. La probabilidad de fallecer se asigna en función de la puntuación alcanzada en el ISS.

Esta escala soluciona la limitación del AIS que sólo evaluaba lesiones aisladas. El ISS, en cambio, proporciona una gravedad global. Sin embargo, tampoco considera el efecto de múltiples lesiones dentro de la misma región anatómica. Es decir, si existen varias lesiones en la misma región anatómica, el ISS selecciona para su fórmula el valor AIS más alto de esa zona, y hace lo mismo en otras dos regiones anatómicas más, ya que exige que esos tres valores AIS deben pertenecer a zonas diferentes. De forma que, puede estar obviando una segunda lesión en la misma zona corporal que tenga más gravedad que la siguiente lesión que seleccionará de otra zona. Esta limitación llevó al desarrollo de una modificación de este índice ISS y, en consecuencia, la creación de una nueva escala, el Nuevo Índice de Severidad de Lesiones (NISS). Esta nueva escala solucionaba ese problema, ya que el NISS se obtiene también sumando el cuadrado de los tres valores AIS más altos, pero en este caso dichos valores pueden pertenecer a la misma región anatómica. Se trata de seleccionar las tres lesiones realmente más graves, independientemente de que éstas se hayan dado en la misma zona del cuerpo.

Varios estudios demuestran la superioridad de predicción de gravedad del NISS comparado con el ISS. En algunos casos, los valores obtenidos mediante los dos índices pueden coincidir, pero en ningún caso el ISS supera al NISS, debido a que el ISS subestima la gravedad global cuando varias lesiones graves tienen lugar en la misma zona corporal. Sin embargo, algunos investigadores siguen utilizando el ISS en sus investigaciones. Por tanto, ambos índices junto con el AIS serán utilizados en esta tesis para categorizar la gravedad de lesiones de la muestra de datos de la que se dispone en este estudio.

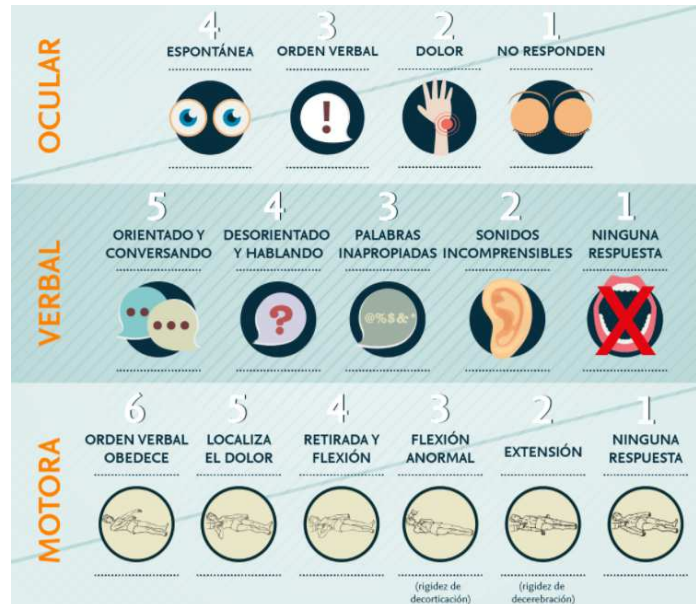
### **2.3.1.2. Escalas fisiológicas**

Entre las escalas fisiológicas más utilizadas destacan:

- Escala de Coma de Glasgow (GCS, *Glasgow Coma Scale*)
- Trauma Score Revisado (RTS, *Revised Trauma Score*)

La Escala de Coma de Glasgow (GCS) [66] se utiliza para valorar la gravedad de los traumatismos craneoencefálicos (TCE). Evalúa la respuesta ocular, verbal y motora de un paciente. La mejor puntuación posible suma un total de 15 puntos (6+5+4). Esto significa

que el paciente presenta una apertura ocular espontánea, una respuesta verbal adecuada y responde a órdenes de tipo motor. La peor situación, en cambio, sumaría un total de 3 puntos (1+1+1), lo que supone un coma sin ningún tipo de reacción por parte del paciente. De esta forma, los TCE se pueden clasificar atendiendo a su severidad. Un TCE se considera leve cuando suma 14 o 15 puntos. Se trata de un traumatismo moderado cuando obtiene entre 9 y 13 puntos en esta escala, y finalmente se considera un TCE grave cuando la puntuación es inferior a 9 puntos.



**Figura 2.25. Puntuación según la Escala de Coma de Glasgow [67].**

El Trauma Score Revisado (RTS) [68] es una variación del *Trauma Score*. Esta escala se basa en la puntuación obtenida mediante la Escala de Coma de Glasgow, junto con la tensión arterial sistólica y la frecuencia cardíaca. La mejor situación correspondería a un total de 12 puntos (4+4+4) mientras que la peor obtendría 0 puntos (0+0+0). Se trata de uno de los índices más usados en triaje en hospitales. Esta escala es especialmente útil y eficaz en la fase inicial del traumatismo (es decir, si es medida lo más pronto posible) incluso de forma previa a un posible ingreso hospitalario.

**Tabla 2.11. Puntuación según la escala Trauma Score Revisado.**

GCS	Presión arterial sistólica (mm Hg)	Frecuencia respiratoria (respiraciones/minuto)	Puntuación RTS
13-15	>89	10-29	4
9-12	76-89	>29	3
6-8	50-75	6-9	2
4-5	1-49	1-5	1
3	0	0	0

### **2.3.1.3. Combinación de escalas anatómicas y fisiológicas**

Entre las escalas que combinan ambos tipos de descripción de lesiones (anatómicas y fisiológicas) destaca el índice TRISS (*Trauma Injury Severity Score*) [69]. Las escalas combinadas surgen de la observación de que la descripción anatómica de las lesiones debía complementarse con la respuesta fisiológica del paciente. Se trata de un sistema de evaluación de la gravedad de un traumatismo, basado en dos índices preexistentes, el ISS y el RTS. Tiene en cuenta la edad y el tipo de lesión (cerrada o penetrante), cuantificando así la probabilidad de supervivencia según la severidad del traumatismo.

### **2.3.1.4. Escalas de perjuicio, incapacidad y pérdida social**

Estas escalas tratan de cuantificar la severidad de la lesión en términos de amenaza para la vida y de calidad de vida. Entre ellas, se encuentra el método HARM, que asigna un valor económico a cada uno de los grados AIS. Destaca que al nivel AIS 5 le corresponde un coste superior que al de AIS 6.

También se puede encontrar el método ISM (*Impairment Scaling Methodology*). Este criterio utiliza la escala AIS junto con otros datos, como tipo y localización de la lesión y edad del paciente, para expresar en una escala de severidad del 1 al 4 (de menos a más) seis aspectos diferentes del perjuicio derivado del accidente (movilidad, cognitivo/fisiológico, estético, sensorial, dolor y vida normal) para tres periodos diferentes: menos de un año, entre uno y cinco años, y más de cinco años.

## **2.3.2. Parámetros de lesión en el cuerpo humano**

En este apartado se definen los diversos parámetros existentes capaces de medir la tolerancia y severidad de lesiones en un paciente politraumatizado como consecuencia de un siniestro vial. Estos criterios de lesión se dividen según la región anatómica que estudian. Este apartado se centra en aquellos parámetros que permiten evaluar la gravedad de una lesión específica en la cabeza, la zona torso-abdominal y las extremidades inferiores.

### **2.3.2.1. Parámetros de lesión en la cabeza**

Teniendo en cuenta el complejo sistema biológico que supone la cabeza, especialmente cuando ésta es sometida a un impacto externo, resulta prácticamente imposible considerar todos los factores que pueden afectar a la gravedad de lesión es un mismo criterio como, por ejemplo, la localización del impacto, la magnitud, la dirección y la duración del impacto, entre otros.

Según Gurdjian, medir la tolerancia del cráneo a las cargas de fractura sirve para deducir la tolerancia a las lesiones cerebrales [70]. Los primeros criterios de tolerancia para las lesiones en la cabeza fueron establecidos por un equipo de investigadores capitaneado por Gurdjian y Lissner [71]. Estos criterios se representaron en forma de gráfica en lo que se ha denominado Curva de Tolerancia de la Universidad Estatal de Wayne (*Wayne State*

*Tolerance Curve*, WSTC). En esta curva se establece una relación entre la magnitud de la aceleración traslacional anterior-posterior y la duración de la carga, y establece un umbral entre impactos que suponen lesiones fatales y no fatales en la cabeza. Esta curva está basada en datos de fracturas de cráneo en cadáveres, animales y datos extraídos de pruebas realizadas con voluntarios. Ruan y Prasad, años más tarde, consiguieron una justificación teórica de la curva WSTC utilizando el método de los elementos finitos para modelar el cráneo y el cerebro.

En 1966, Gadd [72] analizó los datos biomecánicos en los que se basaba la curva WSTC junto con otro conjunto de datos sobre experimentos con seres humanos para proponer el concepto de índice de severidad y evaluar de esta forma el potencial lesivo en la cabeza. De hecho, la base para el establecimiento del criterio de lesión actual en la cabeza (HIC, *Head Injury Criterion*) se encuentra en las investigaciones llevadas a cabo por Gadd a comienzos de la década de 1960, a partir de la curva WSTC. Esta curva fue reformada por Gadd, quién desarrolló lo que se denominó el Índice de Severidad de Gadd (SI, *Gadd Severity Index*) que queda definido por la siguiente ecuación:

$$SI = \int_{t_1}^{t_2} a(t)^{2,5} dt < 1000$$

**Ec. 2**

Donde  $t$  representa la duración del impacto en segundos y  $a(t)$  la aceleración medida en la cabeza en unidades de g's. El SI fue utilizado en la normativa por primera vez en 1971 por la NHTSA (*National Highway Traffic Safety Administration*). Tras un estudio que evaluaba la WSTC y el SI realizado por Versace [73] en 1971, la NHTSA adoptó posteriormente una nueva expresión para la tolerancia al impacto de la cabeza, el conocido HIC que sigue la siguiente ecuación:

$$HIC = \left[ (t_2 - t_1) \left[ \frac{\int_{t_1}^{t_2} a(t) dt}{(t_2 - t_1)} \right]^{2,5} \right]_{max}$$

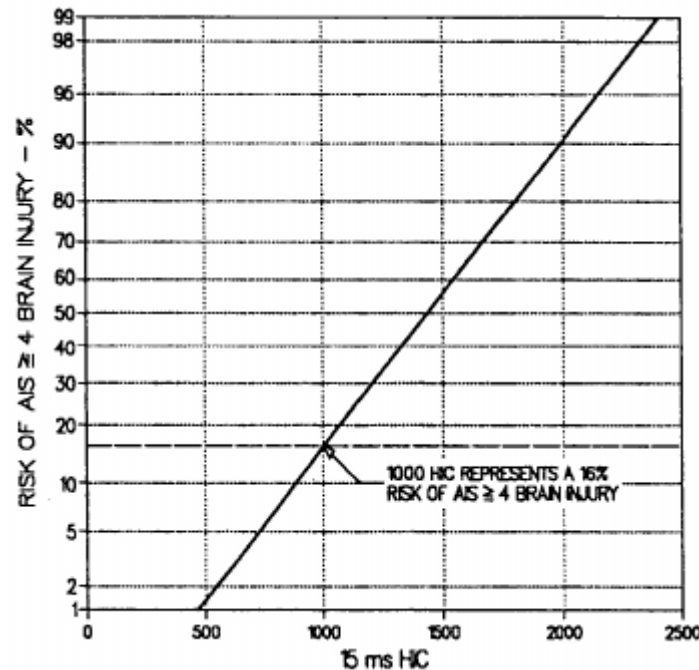
**Ec. 3**

Donde  $t_1$  y  $t_2$  son los tiempos (en segundos) límites del intervalo durante el cual se obtiene el máximo HIC, y  $a(t)$  es la aceleración en el centro de gravedad de la cabeza (en g's).

El HIC es el índice de tolerancia al daño cerebral más difundido en la actualidad. El HIC predice bastante bien la probabilidad de que un impacto fracture el cráneo en el cadáver [74]. Sin embargo, el HIC no predice todos los elementos que pueden ser responsables del daño cerebral [75]. A pesar de ello, se trata del índice de daño cerebral más comúnmente aceptado por la comunidad científica, y el único valor que la industria

automovilística usa para desarrollar nuevos vehículos o para cumplir los requisitos de las regulaciones.

El HIC está basado en la relación inversa que existe entre el nivel de tolerancia de la aceleración en la cabeza y su duración. El límite utilizado inicialmente por la NHTSA eran 36 milisegundos, pero en 1985 la Organización Internacional de Estándares (ISO) recomendó limitar el intervalo en el que se medía el HIC a 15 milisegundos [76]. Prasad y Mertz [76] también hallaron una curva de riesgo de lesiones en la cabeza que relacionaba la probabilidad de lesiones en la cabeza frente al HIC.



**Figura 2.26.** Curva de riesgo de lesión en la cabeza en función del criterio HIC a 15 ms.

De acuerdo con esta curva de riesgo de lesión, para un valor de HIC igual a 1.400 se asocia una probabilidad del 50% de sufrir una lesión cerebral grave con riesgo para la vida ( $AIS \geq 4$ ), y se establece un valor umbral de HIC igual a 1.000 que supondría un riesgo del 16% de sufrir una lesión severa. En Europa, la *European Enhanced Vehicle Safety Committee* (EEVC) establece un límite máximo de 1.000 en la normativa para protección de la cabeza (homologación de vehículos en protección de ocupantes en caso de colisión frontal y lateral, y en materia de protección al peatón y otros usuarios vulnerables de la vía pública). Este límite coincide con el Protocolo de Evaluación y Límites Biomecánicos que Euro NCAP aplica en sus crash tests.

La principal controversia que plantea el HIC es que este criterio es sólo una medida de la aceleración lineal en el centro de gravedad de la cabeza. Sin embargo, la cabeza en caso de impacto está sometida a una combinación de aceleraciones traslacionales y angulares que también causan deformaciones y lesiones en la cabeza. Ignorar el efecto de la aceleración rotacional puede estar infravalorando la gravedad real de las lesiones que se producen en la cabeza en caso de impacto. Otra simplificación de este criterio consiste en

que la aceleración es medida en el centro de gravedad de la cabeza, mientras que se ha demostrado que el valor de esta magnitud puede variar considerablemente si se mide en otro punto de la cabeza [77].

En 2013, a partir de un estudio [78] en el que se utilizaron dos modelos de elementos finitos validados de cabeza y cerebro, se desarrolló el criterio BrIC (*Brain Injury Criteria*). Este criterio tiene en cuenta la velocidad angular, pero no considera la aceleración angular en la cabeza ya que se observó que no correlacionaba bien con ningún parámetro físico, por lo que se obvió su aparición en la formulación del BrIC. No obstante, hay falta de datos de lesión en humanos que puedan validar este criterio.

#### 2.3.2.2. *Parámetros de lesión en la zona torso-abdominal*

En este apartado se describen varios criterios desarrollados para predecir el riesgo de sufrir una lesión torácica.

El primer criterio desarrollado para evaluar la capacidad del cuerpo humano para soportar la carga de un impacto fue el pico de aceleración de la columna vertebral, basándose en los trabajos de Stapp [79] y Mertz y Gadd [80]. Stapp observó que la tolerancia a la aceleración aumenta a medida que la duración de la aceleración disminuye. Este estudio estableció un pico de aceleración en la columna vertebral de 60 g's con una duración de 3 ms como límite de tolerancia del cuerpo humano para un hombre percentil 50. En la Tabla 2.12, se muestran los valores de aceleración tolerables para otro tipo de percentiles.

**Tabla 2.12. Valores de aceleración y deflexión tolerables para dummies de distintos tamaños.**

Valor	95% percentil varón	50% percentil varón	5% percentil mujer	6 años de edad	3 años de edad	12 meses de edad
$D_{int}$ (mm)	114	103	84	64	57	50
$A_{int}$ (g's)	83	90	90	90	74	57
Límite de deflexión torácica para lesión torácica, $D_c$ (mm)	70	63	52	40	34	30
Límite de aceleración torácica para lesión torácica, $A_c$ (g's)	55	60	60	60	55	50

Donde  $A_{int}$  y  $D_{int}$  son los puntos de corte de tolerancia respectivos de aceleración y deflexión para los diferentes tamaños de dummies planteados.

A comienzos de la década de 1980, la NHTSA comenzó a desarrollar ensayos de impacto lateral con trineo sobre cadáveres. Eppinger [81], en 1984, observó que en estos ensayos la aceleración lateral de la columna o las costillas por sí misma no discriminaba correctamente entre los valores de lesión según la escala AIS. Por ello, propusieron el



Índice de Trauma Torácico (TTI, *Thoracic Trauma Index*), basándose en lo observado en tales ensayos, donde las lesiones se podían relacionar con la media de la aceleración medida en el lado golpeado de la cuarta costilla y en la doceava vértebra torácica una vez normalizados los datos usando la edad y la masa del ocupante según la siguiente ecuación:

$$TTI = 1,4 * AGE + \frac{1}{2} (RIB_y + T12_y) \left[ \frac{M}{M_{std}} \right]$$

**Ec. 4**

Donde *AGE* es la edad (en años) del cadáver en el momento de morir, *RIB<sub>y</sub>* es el máximo de la aceleración lateral (bien en la cuarta costilla escalada o bien de la octava costilla sin escalar), *T12<sub>y</sub>* es la aceleración lateral en la duodécima vértebra torácica, *M* la masa del cadáver y *M<sub>std</sub>* es la masa estándar (75 kg).

Para calcular el TTI en un ensayo con un dummy (TTI<sub>d</sub>) se usa únicamente la parte central de la ecuación, quedando entonces como se muestra a continuación:

$$TTI_d = \frac{1}{2} (RIB_y + T12_y)$$

**Ec. 5**

Sin embargo, la validez de este criterio de lesión torácica es cuestionado. El TTI no representa de forma funcional ningún mecanismo de lesión torácica y no tiene base biomecánica. Se trata de un modelo estadístico, que puede no predecir correctamente las lesiones bajo condiciones distintas a las de los ensayos concretos en los que está basado. A pesar de ello, la normativa americana FMVSS 214 especifica un valor máximo de TTI de 85 g's (para vehículos de cuatro puertas) y 90 g's (para vehículos de dos puertas).

Por otra parte, Cavanaugh [82], en 1993, propuso que la aceleración media de la columna vertebral (ASA, *Average Spine Acceleration*) predecía mejor la gravedad de las lesiones que el pico de aceleración de la columna y el TTI. Teniendo en cuenta que el tórax o el abdomen son cuerpos en su mayoría viscosos, cuanto mayor es la velocidad de impacto mayor es la tasa del cambio de velocidad de la columna, puesto que a mayor velocidad de impacto los elementos inerciales y viscosos del cuerpo ofrecen mayor resistencia. Ocurre lo contrario con los elementos elásticos (huesos) en el tórax. Se considera que los elementos de inercia y viscosidad en el tórax dominan a los elásticos, de forma que la ASA es un criterio biomecánicamente válido.

También existen criterios de lesión torácica basados en la fuerza experimentada en esta zona. Sin embargo, al igual que ocurre con los criterios biomecánicos basados en la aceleración, los criterios de fuerza son sólo útiles como indicadores de la gravedad general del impacto, pero no se pueden utilizar para identificar áreas locales de tensión elevada.

A continuación, se definen criterios de lesión torácica basados en la deformación sufrida en esta zona. La deformación del tórax en respuesta a la aplicación de una carga se usa extensamente como un indicador del riesgo de lesión. Varios estudios [83], [84] determinaron que el desplazamiento posterior del esternón respecto de la columna (compresión torácica) normalizado por la distancia inicial anteroposterior entre estas dos estructuras tenía una mejor correlación que la fuerza máxima aplicada en el tórax. Estas investigaciones recomendaban utilizar la siguiente expresión para estimar el valor de la gravedad de lesión en la escala AIS en función de la compresión torácica.

$$AIS = -3,78 + 19,56C$$

**Ec. 6**

Donde  $C$  es la compresión torácica. Según esta ecuación, una compresión del 30% se asocia con lesiones AIS 2, mientras que una compresión del tórax del 40% se corresponde con lesiones AIS 4. Las lesiones graves en los órganos internos se producen a partir de compresión del tórax del 40% [85] y se recomienda un máximo del 32% para mantener la estabilidad de la caja torácica y proteger los órganos internos. En la Tabla 2.12 se pueden observar los valores umbral de deflexión torácica propuestos por la NHTSA para que se produzca lesión en esta zona.

Morgan et al. [86], en 1994, desarrollaron un modelo combinado de predicción de lesiones torácicas, con la hipótesis de que el desplazamiento por sí solo no era el mejor indicador de lesión. Este modelo combinado incluye el máximo desplazamiento del esternón y el pico de aceleración resultante medido en la primera vértebra torácica (T1). Kuppia et al. [87], [88], en 1998, desarrollaron el CTI (*Combined Thoracic Index*). De hecho, la agencia americana NHTSA propuso la utilización del criterio CTI en la evaluación de distintos sistemas de retención en ocupantes de vehículos.

$$CTI = \frac{A_{max}}{A_{int}} + \frac{D_{max}}{D_{int}}$$

**Ec. 7**

Donde  $A_{max}$  es el valor máximo de la aceleración de la columna en un tiempo de 3 ms,  $D_{max}$  es el valor máximo de la compresión torácica del dummy, y  $A_{int}$  y  $D_{int}$  son los puntos de corte respectivos (ver Tabla 2.12).

Diversos autores encontraron limitaciones a este criterio. Por ejemplo, un estudio [89] demostró que la aceleración medida en T1 era una buena aproximación de la aceleración del centro de gravedad del torso en dummies pero sólo bajo ciertos sistemas de retención. Kent et al. [90] demostraron que la compresión máxima del tórax producía una predicción del riesgo de fractura torácica más precisa que la del CTI, es decir, el incluir la aceleración en el criterio de lesión torácica es lo que provocaba la reducción de efectividad del CTI

para predecir la ocurrencia de lesión. Por estas razones, el CTI no se utiliza en la actualidad en la evaluación de sistemas de retención.

Por otro lado, existen criterios de lesión torácica basados en la viscosidad. Los tejidos blandos son viscoelásticos, es decir, sensibles tanto a la compresión instantánea como a la velocidad de compresión. Lau y Viano [91], en 1981, descubrieron que ante una compresión máxima constante, aumentaban las lesiones en órganos internos conforme aumentaba la velocidad de impacto. También observaron que, a una determinada velocidad de impacto, aumentaba la gravedad de las lesiones conforme aumentaba la compresión torácica. Estas investigaciones les permitieron definir el criterio de viscosidad [92] (*Viscous Criterion*, VC). Este criterio predice de forma efectiva el riesgo de lesión de los tejidos blandos [93].

El VC es el producto de la compresión instantánea y la velocidad de compresión del tórax, tal y como se muestra en la siguiente expresión:

$$VC_{max} = [V(t) * C(t)]_{max}$$

**Ec. 8**

Donde la compresión torácica ( $C(t)$ ) es la compresión torácica dividida por la anchura del tórax, y la velocidad de compresión ( $V(t)$ ) es la primera derivada de la compresión torácica. Dado que  $C(t)$  no tiene unidades y  $V(t)$  tiene unidades de velocidad,  $VC_{max}$  tiene unidades de velocidad.

El VC no siempre es aceptado como un criterio de lesión. Por ejemplo, la norma europea sí que especifica un valor máximo permisible para el VC en materia de protección del ocupante en caso de impacto, mientras que los ensayos llevados a cabo en Estados Unidos generalmente no cuentan con un requerimiento basado en la viscosidad.

Cabe destacar que el desarrollo de criterios de lesión suele basarse en experimentos llevados a cabo con cadáveres. Sin embargo, las muestras de cadáveres habitualmente no presentan lesiones en los tejidos blandos. Las fracturas costales y otras lesiones en los tejidos duros, para los cuales el VC puede no ser un buen criterio de predicción, son mucho más comunes y casi siempre se utilizan para definir el grado de lesión general en los ensayos de laboratorio.

El criterio de viscosidad en un impacto lateral se mide de la misma forma que en un impacto frontal, pero en lugar de utilizar la distancia anteroposterior, la distancia usada para la normalización de la compresión se mide lateralmente. Dependiendo del investigador, la componente de compresión del VC se normaliza utilizando bien el hemitórax, bien el tórax completo.

Dado que la velocidad de compresión torácica es típicamente mayor para un ocupante en el lado impactado durante un impacto lateral que para un ocupante con retención en un

impacto frontal, el  $VC_{max}$  generalmente predice mejor las lesiones en ensayos de impacto lateral que en ensayos de impacto frontal.

También se definen criterios basados en la energía. La gravedad de las lesiones torácicas es proporcional a la cantidad de energía específica absorbida en el tórax. Además, la gravedad de la lesión es inversamente proporcional al área del impacto y al tiempo durante el que se transfiere la energía [81]. Wang [94] en 1989 propuso un criterio de lesión torácica basado en cuatro criterios:

- Energía almacenada: la máxima energía almacenada de forma elástica en el torso es una función de la compresión torácica al cuadrado.
- Tasa de energía almacenada: análogo al criterio de viscosidad. La tasa de almacenamiento de energía elástica es proporcional al producto de la compresión y de la velocidad de compresión.
- Tasa de energía disipada: la tasa de energía viscosa disipada por el tórax es proporcional a la velocidad máxima de compresión al cuadrado.
- Energía disipada por el tórax: proporcional a la integral de la velocidad de compresión al cuadrado.

En cuanto a las lesiones abdominales, cabe recordar que hay dos tipos de estructuras principales en esta zona corporal. Por un lado, se encuentran los órganos sólidos como el hígado, el bazo y los riñones, entre otros. Y, por otro lado, se encuentran los órganos huecos como el estómago y el intestino. Dada la heterogeneidad del abdomen, es complicado definir la tolerancia de esta región corporal. Los criterios que permiten determinar de forma global la gravedad de lesión en esta zona se basan en valores de aceleración, fuerza, energía, presión, deformación y tasa, estableciendo valores de referencia de las lesiones para diferentes localizaciones y situaciones de carga. En general, estos criterios han sido definidos a partir de ensayos basados en los ocupantes de vehículos utilizando distintos sistemas de retención como el cinturón o sistemas de seguridad como el airbag. Kent y su equipo [95], en 2008, concluyeron que los criterios basados en fuerza predecían por lo general mejor las lesiones que los criterios cinemáticos y sugirieron que esto se debía a la heterogeneidad del abdomen. De los criterios cinemáticos, la magnitud de penetración abdominal, sin tener en cuenta la velocidad de penetración, resultó predecir mejor las lesiones.

Cabe destacar que gran parte de los datos en los que se basa el desarrollo de criterios de tolerancia de lesión en general, procede de cadáveres humanos. Estos especímenes son realmente útiles cuando se estudia la tolerancia a la fractura en los huesos. Sin embargo, la autólisis (muerte celular) post-mortem rápidamente degrada la víscera abdominal. La falta de circulación en el cadáver también limita el estudio de los impactos en la zona visceral abdominal. De ahí, que muchos de los estudios sobre el abdomen se basen en experimentos con modelos de animales para tratar de salvar las limitaciones anteriores. Estos estudios proveen información útil. No obstante, dichos resultados se encuentran limitados por las diferencias anatómicas entre modelos humanos y animales que, en muchos casos, son difíciles de extrapolar.

### 2.3.2.3. *Parámetros de lesión en las extremidades inferiores*

Los parámetros de lesión que se utilizan para resolver el riesgo de lesión en las extremidades inferiores son, basándose en los principales mecanismos lesionales, la fuerza axial y fuerza transversal experimentadas tanto en el fémur como en la tibia, así como el momento de torsión y momento flector que se dan en el fémur. En lo que concierne a la articulación de la rodilla, se evalúan los resultados de gravedad de una lesión en función de la fuerza de flexión y la fuerza de cizalladura que se produce en la unión de la rodilla, junto con el momento flector en las uniones fémur distal-rodilla y tibia proximal-rodilla. En el caso de la pelvis, se consideran como criterios de lesión la fuerza de impacto sufrida en esta zona y el momento flector.

La fractura de fémur es debida a una combinación de la aplicación de una fuerza en la dirección axial del hueso y un momento flector. Mientras que la fractura de tibia está ligada principalmente a la aplicación de una fuerza en su dirección transversal. No obstante, para determinar la gravedad de una lesión localizada en la tibia, también se consulta los valores de momento flector y fuerza axial que se producen en este hueso. En lo que respecta a la articulación de la rodilla, se consulta principalmente el momento flector alcanzado, dado que el 73% de las lesiones en esta zona están asociadas principalmente a este esfuerzo. Esto es debido a que el momento flector es el responsable de la producción de un valgo o varo forzado en la pierna, relacionado con lesiones en los ligamentos. Para comprobar la gravedad de una lesión en los ligamentos de la rodilla, también se verifica el valor obtenido para la fuerza de cizallado experimentada en esta zona [46].

Los parámetros de lesión cuando se utiliza el dummy completo para evaluar la gravedad de lesión en las extremidades inferiores son diferentes a los utilizados cuando el modelo de peatón está representado por un impactador de pierna. No obstante, en ambos casos, se evalúan las lesiones que experimenta el peatón en fémur, rodilla y tibia. La diferencia se encuentra en los criterios de lesión para determinar la gravedad. En el caso del impactador de pierna se utilizan: la aceleración en el extremo superior de la tibia para determinar la probabilidad de fractura de tibia, la dislocación de la rodilla (o desplazamiento entre tibia y fémur) para conocer el grado de lesión en los ligamentos cruzados y, por último, el ángulo de flexión de la rodilla para determinar el daño producido en los ligamentos colaterales.

## 2.4. **Investigación de atropellos y biomecánica lesional**

La mayor parte de la investigación de la biomecánica de las lesiones interpreta la información extraída de diferentes fuentes para establecer la base del conocimiento sobre mecanismos específicos de lesión y tolerancias al impacto. Existen básicamente las siguientes formas de obtener información sobre biomecánica de las lesiones (las cuales serán tratadas en este apartado): estudios estadísticos y epidemiológicos, estudios experimentales (mediante cadáveres, animales o muñecos antropomórficos), modelos numéricos o virtuales, así como modelos teóricos basados en los principios de la

Mecánica Clásica para determinar ciertos parámetros involucrados en el atropello. En este apartado se definirán algunos modelos utilizados para estimar la velocidad de impacto en caso de atropello.

Cabe destacar, previamente, la existencia de un modelo de investigación de siniestros viales conocido como MOSES [96] (Modelo Secuencial de Eventos de un Siniestro Vial) que puede ser aplicado en la investigación de atropellos. Se trata de un modelo secuencial matricial de eventos que aplica en una escala de tiempo una sucesión de fases en las cuales se tienen en cuenta una serie de posiciones clave y eventos relevantes, entre los que sobresale el evento crítico que actúa como desencadenante de la secuencia que finaliza en el impacto. En cada uno de los eventos, se determinan las acciones y condiciones de cada subsistema, para finalizar con el cálculo o estimación del riesgo que el evento, las acciones y las condiciones determinan para el conjunto del sistema vial. Trata de explicar de una forma secuencial cómo ocurrieron los hechos. Esto le permite, finalmente, poder realizar un diagnóstico de las causas y condiciones que generaron y contribuyeron a la ocurrencia del siniestro vial. La limitación de este modelo es que se trata de un método concebido para ser aplicado retrospectivamente a la ocurrencia del siniestro, por lo que debe basarse en un atestado o informe policial.

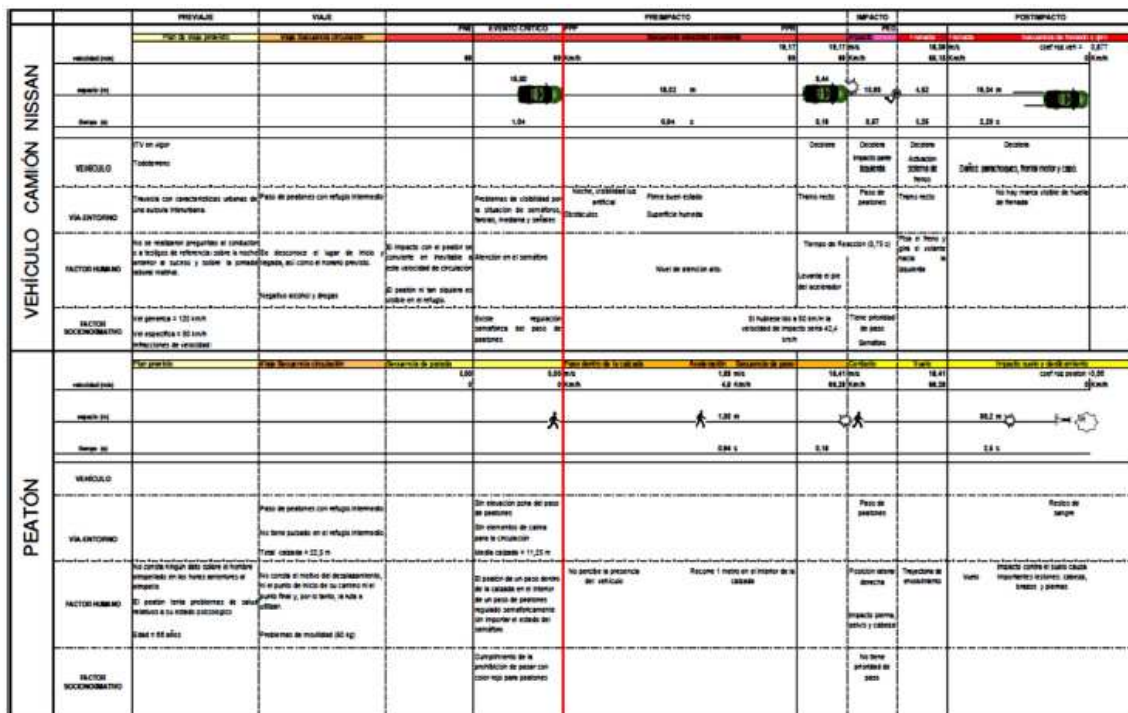


Figura 2.27. Reconstrucción secuencial de un atropello utilizando el modelo MOSES [10].

### 2.4.1. Estudios estadísticos y epidemiológicos

Se distingue entre fenómenos deterministas (aquellos que siempre se producen en las mismas condiciones y dan lugar al mismo resultado, obedeciendo a leyes científicas con una dependencia funcional entre las variables) y los fenómenos aleatorios (aquellos que, aunque se produzcan en condiciones iguales, pueden presentar manifestaciones diferentes

que a veces no se pueden predecir y que únicamente son conocidas después de su realización, sometidos por tanto a una cierta incertidumbre). El fenómeno del atropello a peatones es, desde la perspectiva estadística, un fenómeno aleatorio. No obstante, la ocurrencia del atropello puede relacionarse con diversos factores como las condiciones de la vía, la velocidad de impacto, las características del vehículo, entre otros. Una primera forma de reducir la incertidumbre asociada a un fenómeno aleatorio consiste en estudiar y relacionar cada uno de los resultados posibles del mismo. No es lo mismo desconocer a priori el resultado de una determinada acción, que desconocerlo pero sabiendo que dicho resultado se encontrará entre un determinado conjunto de resultados posibles, asignando así un indicador de probabilidad de ocurrencia.

En Estadística, la variación aleatoria refleja el hecho de que, a nivel individualizado, los siniestros viales son imprevisibles. Es lógicamente imposible preverlos a nivel individual, es decir, determinando detalladamente las personas que van a estar implicadas en alguno de ellos, así como el lugar o la fecha y hora. En cambio, los siniestros viales considerados como un conjunto agregado de datos, por ejemplo, los datos sobre siniestros viales ocurridos en un país durante un año, o las consecuencias de un atropello con un determinado diseño de frontal de vehículo o a una determinada velocidad, parecen obedecer a leyes estadísticas [10].

Una de las principales limitaciones de los estudios estadísticos es que, en lo referido a los accidentes de tráfico, no es posible controlar las condiciones del lugar en que se produjeron ni recabar información lo suficientemente detallada sobre las condiciones del entorno, la posición inicial de los implicados en el accidente o la magnitud de las cargas aplicadas. De forma que la principal finalidad en este tipo de estudios consiste en determinar las prioridades de la investigación y evaluar con qué grado ha sido efectiva la adopción de determinadas medidas de protección para evitar los atropellos en un futuro o paliar las consecuencias de éstos.

#### **2.4.2. Estudios experimentales**

Entre las herramientas de investigación en la biomecánica del impacto para estudiar la tolerancia de los tejidos humanos ante un determinado nivel de carga, destaca la experimentación con cadáveres humanos (conocidos en la literatura como PMHS (*Post Mortem Human Surrogates*)), la experimentación con animales, y la realización de ensayos experimentales con muñecos antropomórficos que representan la totalidad del cuerpo humano o bien una parte de éste. A continuación, se expone en qué consisten estas técnicas y cuáles son sus ventajas y limitaciones en cada caso, además de detallar en qué nivel ayudan al conocimiento de la evaluación del daño en el cuerpo humano en caso de impacto, teniendo en cuenta principalmente la biofidelidad que suponen cada uno de estos modelos experimentales.

#### 2.4.2.1. Experimentación en cadáveres

El uso de cadáveres para la investigación es común. No obstante, en muchos países se requieren procedimientos concretos para obtener autorización para llevar a cabo este tipo de investigaciones, especialmente cuando se trata de investigación no médica. El objetivo de la experimentación con cadáveres (*Post Mortem Human Surrogates*, PMHS) en la biomecánica de las lesiones es la previsión del comportamiento de los seres humanos.

A pesar de los avances, los dummies deben ser optimizados en materia de biofidelidad y de evaluación del daño. Por otro lado, la anatomía y fisiología diferentes en los animales hacen muy limitada la extrapolación al ser humano. Por ello, la experimentación con cadáveres sigue siendo esencial para la descripción y comprensión de los mecanismos de daño, respuestas y tolerancia al impacto bajo sollicitaciones dinámicas. Sus principales ventajas son [41]:

- Permite estudiar la tolerancia al impacto para un nivel de carga determinado.
- Permite medir las fuerzas directamente.
- Permite la obtención de una cinemática y dinámica representativa del ser humano, permitiendo establecer corredores cinemáticos para diferentes tipos de accidentes.
- Permite el estudio de transmisiones de esfuerzos entre diferentes estructuras corporales.
- Permite medir deformaciones obtenidas bajo una determinada sollicitación.

Por todo ello, el uso de PMHS es la herramienta que más información puede proporcionar sobre la tolerancia al impacto, aunque principalmente aplicado al conocimiento del esqueleto humano (estructuras óseas). Ya que los huesos son la estructura que presenta menor modificación tras el fallecimiento. No ocurre lo mismo con la parte visceral del ser humano. Un PMHS carece de constantes vitales, procesos fisiológicos y biológicos. De forma que sus principales limitaciones son:

- Carencia de tensión muscular.
- Diferente localización de órganos, especialmente en la zona torácico-abdominal.
- Carencia de frecuencia cardíaca y consecuentemente, falta de presión sanguínea.
- Ausencia de respiración.
- Alteración de los mecanismos físico-químicos que se producen en un ser vivo.
- Dificultades en la instrumentación de los PMHS.

En el ejemplo de un impacto por golpe en el cerebro se pueden producir cascadas fisiológicas que lleven a la muerte celular, iniciando así un mecanismo de lesión cerebral imposible de estudiar con un PMHS. De igual forma, en el caso de lesiones torácicas como neumotórax, hemotórax y taponamiento cardíaco, éstas no pueden ser observadas si no existe circulación de sangre o aire en los pulmones o en el corazón.

Otra de las más destacadas limitaciones de los cadáveres en la investigación es que la mayoría de los cadáveres que se utilizan con frecuencia son de edad más avanzada que la



media poblacional, y a menudo sufren enfermedades que reducen la tolerancia a las lesiones.

#### 2.4.2.2. *Experimentación en animales*

Los animales son el único modelo biomecánico que permite un diseño experimental prospectivo. Asimismo, este tipo de experimentación permite una implantación quirúrgica de instrumentación mecánica y fisiológica, permitiendo estudiar cargas de lesión y la consiguiente fisiología y evolución temporal. También permite la aplicación de fuerzas con capacidad de lesionar y la subsiguiente observación de las alteraciones fisiológicas en el tiempo. Por tanto, aunque los animales tienen limitaciones importantes como modelo del ser humano (diferencias fisiológicas y anatómicas), son el único medio viable para estudiar las lesiones con respuesta fisiológica. De hecho, la experimentación con animales ha permitido establecer tolerancias a lesiones de impacto, lo que se ha traducido en el diseño de vehículos más seguros.

Un ejemplo de experimentación son los ensayos de impacto llevados a cabo por Beckham y Palmer en 1969 sobre la caja torácica de monos. Estas investigaciones permitieron documentar la relación fuerza-deflexión para diferentes masas del impactador. Estos datos constituyen la base de la respuesta torácica de los dummies utilizados en las pruebas de choque. Otro ejemplo fueron los impactos directos en el hígado y riñón de monos realizados por Melvin et al. [97] en 1973, cuyos resultados sobre tensión-deformación y lesiones constituyeron la base de los actuales modelos informáticos de traumatismo hepático y renal. Por otro lado, sólo los primates han permitido los únicos datos biomecánicos sobre lesiones en ocupantes de vehículos embarazadas [98].

Existe numerosa literatura sobre la utilización de mamíferos primates en el ámbito de la biomecánica de las lesiones. Sin embargo, también son comunes en la literatura la experimentación con otro tipo de animales. Por ejemplo, el cerebro del cerdo tiene una respuesta similar a la del hombre y se ha utilizado como modelos de las propiedades de un cerebro humano [99]. Los cerdos y las cabras han sido utilizados habitualmente en el estudio de mecanismos de lesión en el cuello. De hecho, el criterio de lesión NIC (*Neck Injury Criterion*) de esta zona está basado ensayos con cerdos [100]. Además, las estructuras musculoesqueléticas de las cabras se aproximan a las del hombre en tamaño, morfología y geometría. Los perros, por otra parte, son modelos de la biomecánica de las lesiones cardíacas en el hombre bastante fidedignos [101]. Como modelo de lesión abdominal del peatón cuando éste es golpeado por el parachoques se han utilizado modelos porcinos [102].

Debido a las diferencias anatómicas y fisiológicas entre animales y seres humanos, especialmente las diferencias en tamaño y masa, supone que siempre será necesario también establecer transformaciones geométricas para escalar o extrapolar los datos.

No obstante, este tipo de experimentación cada vez es más cuestionada desde un punto de vista ético. La disminución del sufrimiento por parte de los animales es la base de la

mayor parte de la legislación vigente sobre protección de los animales en la investigación científica, junto con la utilización de alternativas siempre que sea posible.

#### 2.4.2.3. *Experimentación con maniquíes antropomórficos*

Los maniquíes antropomórficos (dummies) para ensayos de choque reproducen la anatomía humana a grandes rasgos, pero proporcionan representaciones limitadas o muy elementales de la fisiología humana, por lo que son válidos para una serie determinada de condiciones de entrada. Los dummies miden parámetros que no son verdaderos mecanismos de lesión, sino que dichos parámetros (por ejemplo, la aceleración en el centro de gravedad del tórax) se correlacionan con unas lesiones específicas (por ejemplo, lesiones en la aorta). Sin embargo, los dummies son una de las herramientas de trabajo más importantes en la industria de la automoción en materia de diseño y evaluación de nuevos vehículos y sistemas de protección.

El diseño de los muñecos antropomórficos está basado en información derivada de experimentos con cadáveres y animales, con el objetivo principal de representar el comportamiento humano en los choques de la forma más fidedigna posible al ser humano (biofidelidad). Se buscan trayectorias, velocidades y aceleraciones del dummy que sean comparables a las que experimentaría un sujeto humano bajo las mismas condiciones. Los dummies se encuentran equipados con transductores de medida que permiten registrar aceleraciones, fuerzas, momentos y deformaciones en distintas partes del cuerpo.

Se clasifican fundamentalmente en función del tipo de impacto para el que van a ser utilizados, y se pueden encontrar distintos modelos en función del tamaño, edad y sexo. Tanto para impacto frontal como lateral, el modelo de dummy más utilizado es que representa a un varón adulto 50% percentil, es decir, que el 50% de la población adulta masculina tendría una altura y un peso inferior o igual al dummy [46]. Tras realizar los experimentos con un determinado tamaño de dummy, los resultados se pueden extrapolar a otros tamaños de persona mediante un proceso de escalado. No obstante, los resultados no siempre son extrapolables a otras dimensiones, dependerá del tipo de análisis o parámetros que son objeto de estudio. Esto es debido a que el proceso de escalado asume que la variación de las propiedades mecánicas de los materiales y de las masas varían según unas simples relaciones matemáticas basadas en relaciones geométricas y mecánicas existentes entre el tamaño del dummy experimentado realmente y el tamaño del dummy para el que se quiere obtener los valores límite, por lo que se está suponiendo una determinada proporcionalidad entre los valores límite y las dimensiones del dummy, que no siempre es correlacionable. Por ejemplo, las propiedades mecánicas de los tejidos de un niño no guardan una relación de simple proporción con las de un adulto [46].

Los primeros maniquíes antropomórficos de ensayo específicamente diseñados para automoción fueron desarrollados por *General Motors* [103]. Desde 1971 hasta 1976, se desarrollaron cuatro generaciones de dummies: *Hybrid I*, *Hybrid II*, *ATD 502* y *Hybrid III*, que fueron incorporando sucesivas actualizaciones, mejoras en biofidelidad y mayor cantidad de parámetros físicos que eran capaces de medir. El dummy *Hybrid III* es el que

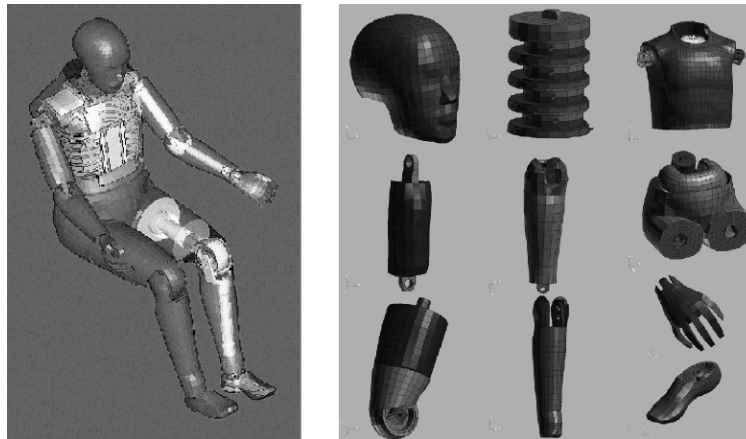
se utiliza actualmente a nivel mundial en los ensayos de impacto frontal. Fueron diseñados para tener una respuesta mecánica consistente con los datos biomecánicos disponibles en aquel entonces.

En la evaluación de la seguridad de un vehículo en caso de impacto, se utilizan muñecos antropomórficos con el fin de estimar el riesgo de sufrir una determinada lesión en un ser humano ante unas determinadas condiciones de impacto. En cuanto a las características deseables en un dummy, se debe distinguir dos tipos de requerimientos principalmente:

- *Requerimientos de diseño* (es decir, cómo el dummy se comporta como instrumento de medida):
  - ✓ Repetibilidad.
  - ✓ Fiabilidad/Sensibilidad.
  - ✓ Durabilidad.
  - ✓ Reproducibilidad.
- *Requerimientos biomecánicos* (es decir, cómo el dummy es capaz de representar y sustituir de forma aceptable al ser humano en los ensayos de impacto):
  - ✓ Dimensiones (antropometría).
  - ✓ Cinemática (capaz de reproducir el movimiento humano en las condiciones dinámicas de impacto).
  - ✓ Biomecánica (capaz de reproducir los resultados obtenidos con sujetos humanos en cuanto a aceleraciones, fuerzas o deflexiones en distintos puntos).

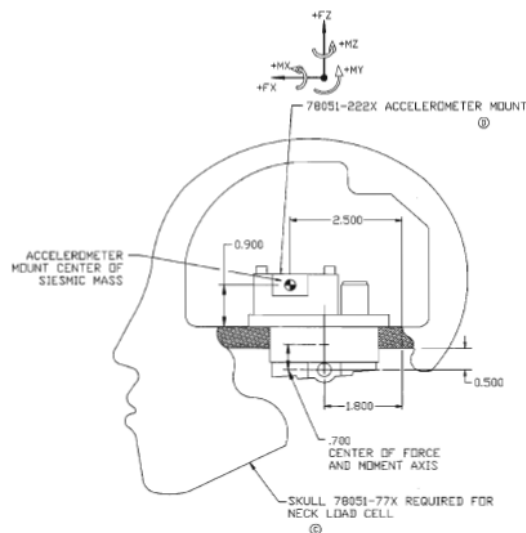
Los criterios de daño utilizados en las normativas y protocolos de ensayos de impacto fueron desarrollados con el objetivo de correlacionar la respuesta mecánica de los dummies con el riesgo de muerte o de sufrir una lesión de un nivel de gravedad específico en el ser humano. Están basados en el principio físico que sostiene que la respuesta interna de una estructura mecánica, sin importar el tamaño que ésta tenga, está determinada únicamente por su geometría y las propiedades mecánicas del material en cuestión y por las cargas físicas (fuerzas y movimientos) aplicadas sobre ella. Esta relación entre los parámetros físicos medidos y las lesiones resultantes (constituyendo el oportuno criterio de daño) está basada en la investigación realizada con cadáveres humanos y con animales junto con la utilización posterior de técnicas estadísticas [104].

Dado que el dummy *Hybrid III* será el utilizado en las simulaciones llevadas a cabo en esta tesis doctoral, a continuación se describirá la principal instrumentación que porta en su estructura definiendo así los parámetros físicos que es capaz de medir este modelo de muñeco antropomórfico. El motivo de la elección de este modelo concreto tiene su explicación en que es el más utilizado en la normativa y protocolos de ensayos de impacto. En este estudio, tan sólo se utilizará el modelo virtual de este dummy. No obstante, dicho modelo virtual está diseñado a semejanza del físico, por lo que su instrumentación o, más concretamente, lo que es capaz de medir, coincide en ambos casos (virtual y físico).



**Figura 2.28. Modelo de elementos finitos del dummy Hybrid III.**

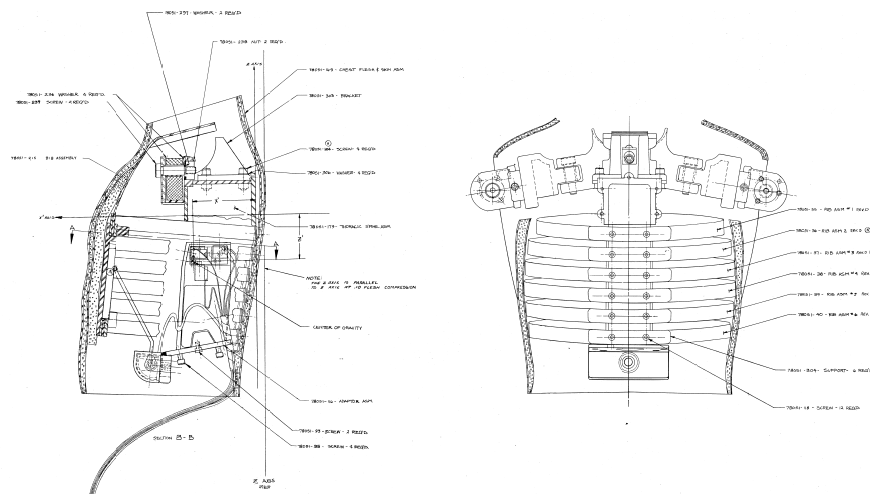
El *Hybrid III* fue diseñado basándose en el tamaño, forma y masa de un individuo varón americano adulto correspondiente al 50% percentil de la población. Su cabeza está compuesta por un núcleo de aluminio recubierto por una piel de vinilo (cuyo espesor está especificado para asegurar el comportamiento biofiel de la cabeza en impactos contra superficies duras). Las aceleraciones en la cabeza se miden mediante un acelerómetro triaxial situado en el centro de gravedad de la cabeza. El cuello está formado por una sola pieza flexible compuesta por unos discos de aluminio unidos mediante un material elastomérico y diseñado para proporcionar una respuesta biofiel en los movimientos de flexión y extensión en impacto frontal. Ofrece mayor resistencia a la flexión que a la extensión. El cuello presenta una célula de carga situada en el cóndilo occipital para medir cargas axiales, cortantes y momentos.



**Figura 2.29. Posición del acelerómetro en la cabeza del dummy Hybrid III [105].**

El tórax está formado por la columna vertebral y la cavidad torácica, recubiertas ambas por una piel removible. El conjunto está lastrado para corregir el peso y la posición del centro de gravedad. La parte torácica de la columna vertebral está fabricada en acero

soldable y proporciona anclaje al cuello, ambas clavículas, las costillas y la parte lumbar de la columna. Además, alberga una plataforma para situar un acelerómetro triaxial en el centro de gravedad del conjunto. La caja torácica está formada por seis costillas de acero, unidas a la parte trasera de la columna mediante unos resortes que permiten controlar las tensiones. En las costillas se utiliza un material que les proporciona amortiguamiento viscoso, lo que les confiere un comportamiento adecuado en impactos frontales. En la parte anterior de las costillas se incluye una lámina de poliuretano que distribuye la carga sobre las mismas. El esternón está fabricado de un material termoplástico montado sobre aluminio. El termoplástico le aporta buena estabilidad dimensional, dureza elevada, rigidez, resistencia y tenacidad, entre otras propiedades. En el esternón se sitúa un potenciómetro que permite medir la deflexión del pecho en caso de impacto.



**Figura 2.30. Vista lateral y vista frontal del tórax del dummy Hybrid III [105].**

En cuanto a la columna lumbar, está hecha de poliacrilato (material elastomérico) y tiene forma curva. En sus dos extremos existen uniones con la pelvis y la columna torácica. En la columna lumbar así como en la columna torácica, el dummy puede añadir a su instrumentación estándar células de carga para evaluar fuerzas y momentos en la columna, además de acelerómetros que miden la aceleración experimentada en esta zona. La zona de la pelvis incorpora un acelerómetro triaxial, además de una célula de carga en la espina iliaca. En cuanto al daño en la pierna, éste puede ser determinado mediante las células de carga implantadas en el fémur que permiten obtener valores de fuerza axial, fuerza transversal y momento flector. De igual forma, estos valores pueden ser obtenidos mediante células de carga incorporados en la zona de la tibia del dummy. Además, es posible conocer la lesión sufrida en el tobillo mediante otra célula de carga situada en esta zona del pie.

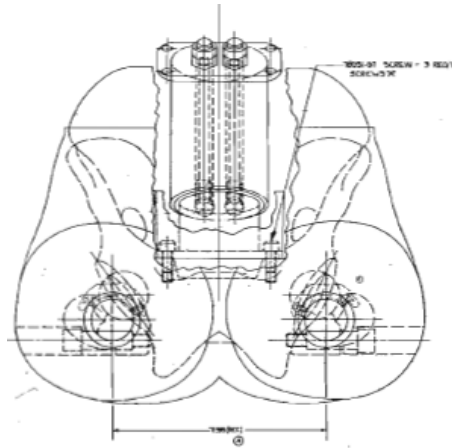


Figura 2.31. Cadera del dummy Hybrid III [105].

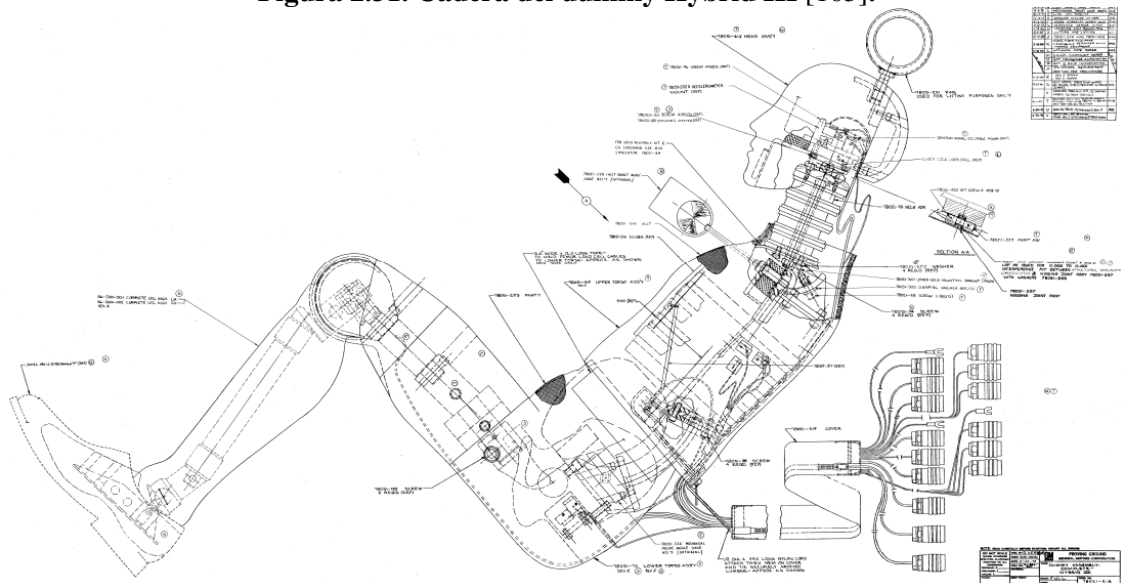


Figura 2.32. Plano de conjunto del dummy Hybrid III [105].

La familia de dummies *Hybrid III* está diseñada para ser usada fundamentalmente en ensayos de impacto frontal. No obstante, existen otros tipos de dummies modelados para ser utilizados en otras configuraciones de impacto. Por ejemplo, existen maniqués antropomórficos desarrollados para pruebas de choque lateral como es el caso del *WorldSID*, el *EuroSID*, el *BIOSID* o el *SID* (*Side Impact Dummy*). Estos modelos son fácilmente reconocibles ya que sus brazos sólo están completos hasta el codo. La información que facilitan estos dummies consiste en la aceleración de la columna vertebral y las costillas, además de la compresión en la caja torácica para medir posibles daños en el tórax y los órganos internos, ya que suelen ser utilizados para ensayos de impacto lateral en los que se pretende evaluar la capacidad de los sistemas de retención en el caso de un ocupante de vehículo.



**Figura 2.33. Dummy para impacto lateral (modelo SID).**

Existen también otros modelos, además del *Hybrid III*, diseñados principalmente para impacto frontal, como ocurre con el dummy *THOR* (*Test device for Human Occupant Restraint*). Una de las principales ventajas que presenta el dummy *THOR* frente al *Hybrid III* es que presenta una mayor biofidelidad en la geometría de sus costillas y, además, permite medir la deformación en el pecho en las tres direcciones y no sólo en una dirección (anterior-posterior) como ocurre en el *Hybrid III*, incorpora también más sensores (especialmente, en la zona de la columna).

En pruebas de impacto trasero, se suele utilizar el *BioRID*. En impacto trasero, una de las principales lesiones que se producen tiene lugar en la zona del cuello. Este dummy permite conocer con gran nivel de detalle el movimiento relativo de la cabeza respecto del torso. Mientras que en los ensayos de atropellos se suelen utilizar mayoritariamente el dummy *POLAR* o el *Hybrid III* en su versión de peatón.

### **2.4.3. Modelos matemáticos-virtuales**

Lo primero a tener en cuenta en los modelos virtuales es que son simplificaciones, aproximaciones. La importancia y cada vez mayor liderazgo de las simulaciones por ordenador resulta indiscutible. El diseño y desarrollo de un nuevo vehículo puede durar varios años. Antes, se debía esperar cerca de un año para poder chocar un prototipo contra un muro. Si en ese momento se encontraban fallos en el diseño, sólo se podía corregir sobre lo que ya estaba desarrollado. En la actualidad, gracias a las simulaciones virtuales, las intervenciones son más preventivas que curativas. El fabricante del automóvil puede montar a sus pasajeros virtuales o posicionar a sus peatones virtuales en un vehículo digital y puede simular prácticamente cualquier escenario de choque, tantas veces como quiera o necesite, y analizar una mayor cantidad de posibilidades y parámetros físicos. Además, no será necesario reparar ni los modelos de vehículos objeto de estudio ni tampoco los muñecos antropomórficos que evalúan la protección. Esto se traduce en importantes ahorros de coste, tanto en términos monetarios como de tiempo.

Los modelos numéricos humanos juegan un papel importante en el conocimiento de la respuesta del cuerpo humano y las lesiones que pueden aparecer durante un impacto. Cabe no olvidar que los modelos numéricos de dummy heredan las limitaciones propias de sus correspondientes modelos físicos. No obstante, el modelo numérico es cada vez más

realista y su complejidad aumenta conforme mejora la potencia de los ordenadores y técnicas de modelado. Al igual que ocurre con los dummies físicos, es posible utilizar técnicas de escalado sobre un modelo paramétrico general para obtener diferentes tamaños de dummy y representar así distintos segmentos de la población.

Una vez personalizado el modelo a las características del ser humano que se desea estudiar, el siguiente paso consiste en posicionar el modelo dentro de un entorno virtual que reproduzca el escenario real del accidente. Para ello, se necesitará por tanto un modelo virtual del vehículo objeto de estudio, bien completo o bien de forma parcial según el análisis que se pretenda.

El ensayo virtual se lleva a cabo mediante la simulación dinámica del modelo. El modelo completo se expresa matemáticamente como un conjunto de ecuaciones diferenciales o de ecuaciones en derivadas parciales, que en general son muy numerosas y no lineales. Los modelos suelen tener miles de ecuaciones que relacionan otras tantas variables de estado. La simulación se basa en la integración de las ecuaciones en el tiempo, usando diferentes métodos de integración numérica.

Los modelos virtuales de los vehículos pueden importarse de algún software CAD (*Computer Aided Design*, Diseño Asistido por Ordenador). Por su parte, el modelo humano al tener que interactuar con un entorno dinámico, puede necesitar técnicas de sistemas multicuerpo (*Multi-Body Systems* o MBS) o Métodos de Elementos Finitos (MEF). De forma que los modelos numéricos utilizados en la biomecánica del impacto se clasifican en dos grandes grupos [106]: modelos multicuerpo rígidos y modelos de elementos finitos (FEM, *Finite Element Method*) deformables.

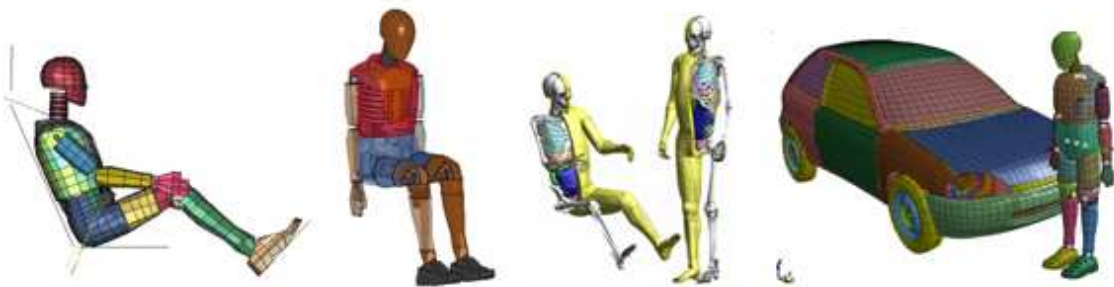


**Figura 2.34. Modelos multicuerpo.**

Los modelos multicuerpo se asemejan a la anatomía humana mediante una serie de cuerpos rígidos con propiedades inerciales predefinidas conectados por diferentes tipos de articulaciones. Estos cuerpos suelen tener forma de elipsoide. En este caso, los parámetros que caracterizan el modelo virtual (masa, inercia, flexibilidad, elementos generadores de fuerza, etc.) se concentran en entidades o componentes diferenciados [107]. La principal aplicación de los modelos de tipo multicuerpo es el estudio cinemático de las diferentes regiones anatómicas y del cuerpo humano en su conjunto. Mientras que, con el método de los elementos finitos, el modelo se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado. El problema continuo se divide en un número finito de partes (llamadas elementos). El comportamiento de estas partes



se detalla mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos (llamados nodos) que sirven de unión de cada elemento con sus adyacentes. De esta forma, se puede conocer lo que ocurre en el interior del modelo (comportamiento de cada elemento) interpolando los valores conocidos en los nodos. La principal utilidad de este tipo de modelos consiste en determinar el estado tensional en cada uno de los nodos. Las ecuaciones en un modelo de elementos finitos se expresan habitualmente en función de derivadas parciales y, salvo en fenómenos simples y geometrías sencillas, no es posible obtener una solución analítica. De ahí que sea necesario la discretización del modelo. El MEF implica la discretización de la geometría y de las variables del fenómeno, lo que consigue eliminar totalmente las derivadas parciales de las ecuaciones transformándolas en ecuaciones diferenciales ordinarias. Por tanto, mediante la resolución de los sistemas de ecuaciones únicamente en el número limitado de nodos en los que se ha dividido el sistema completo es posible resolver el modelo mediante sus funciones de forma. Estas funciones especifican de forma matemática el valor de los diferentes parámetros en cualquier punto dentro de un elemento a partir de los valores conocidos en los nodos que lo delimitan



**Figura 2.35. Modelos de elementos finitos.**

A mediados de 1980, la mejora computacional de los ordenadores y la necesidad de encontrar alternativas menos costosas a los ensayos con prototipos físicos, llevaron a la realización de las primeras simulaciones de colisiones entre vehículos. Actualmente, los modelos FEM son los modelos humanos y de dummy más sofisticados y precisos. Suponen una mejor representación de la geometría y fuerzas de contacto que los modelos multicuerpo. Además, permiten medir el desplazamiento, la velocidad y la aceleración de sus componentes y son capaces de predecir distribuciones locales de tensiones y de deformaciones. Estas magnitudes, comparadas con datos experimentales procedentes de ensayos con dummies, animales y PMHS, permiten estimar la gravedad de las lesiones en caso de impacto.

En cuanto al software de simulación de reconstrucción de accidentes de tráfico, mediante las potentes capacidades de cálculo de los ordenadores, se pueden tener en cuenta muchas más variables que en otros tipos de modelos de experimentación. Además, se puede calcular la interacción de estas variables de una forma dinámica a lo largo del tiempo. A continuación, se destacan tres modelos informáticos de simulación utilizados habitualmente en el análisis de colisiones de tráfico:

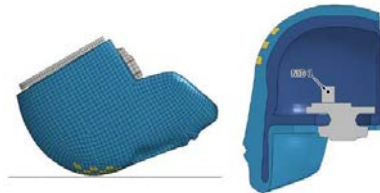
- *Modelo de PC-Crash* [108]: suele ser utilizado por peritos de reconstrucción, investigadores policiales, investigadores privados, compañías de seguros, industria automovilística e investigadores de Universidad. Sus modelos han sido comprobados y validados en publicaciones científicas internacionales y en crash tests. Permite simular la colisión entre un sistema multicuerpo con su modelo de vehículo, que es tratado como un sólido rígido simple. Esta simplificación funciona bien en impactos entre vehículos. Sin embargo, en caso de atropello se necesita que, al menos, el cuerpo del peatón sea más complejo y permita distinguir entre las diferentes regiones anatómicas [109]. Por ello, utiliza un modelo de peatón compuesto por un sistema de cuerpos rígidos con forma de elipsoides interconectados por uniones siendo, por tanto, un modelo multicuerpo. A pesar de las limitaciones del programa, el modelo de peatón muestra resultados bastante precisos para su movimiento post-impacto, reproduciendo los contactos con el vehículo y su velocidad de impacto. No obstante, existen versiones más actuales que permiten utilizar tanto modelos multicuerpo como de elementos finitos, lo que aumenta su precisión sobre la deformación en el vehículo y las lesiones observadas en el peatón.
- *Modelo de MADYMO* [110]: este programa de simulación combina sus capacidades con la mayor base de datos mundial de modelos humanos precisos y fiables. Existen diferentes modelos humanos, tanto completos como parciales, en diferentes tamaños. Todos estos modelos han sido validados por la propia empresa. En el caso concreto del modelo utilizable en el atropello de peatones ha sido validado con cadáveres en posición lateral. El modelo de vehículo usado en Madymo puede ser tanto un multicuerpo (sólido rígido) o un modelo de elementos finitos, todo depende de los objetivos de investigación. Existen trabajos que combinan tanto el programa PC-Crash como MADYMO.
- *Modelo de LS-DYNA* [111]: este programa utiliza el análisis por elementos finitos (FEA, *Finite Element Analysis*). Es un programa de simulación dinámica, lo que aumenta su sentido realista al tener en cuenta los efectos complicados de analizar varios componentes y uniones con características próximas a las reales. Se necesitan, por tanto, tanto un modelo de elementos finitos para el vehículo como otro modelo de elementos finitos para el peatón. Una vez se encuentran ambos modelos en un mismo archivo, son posicionados y se le asigna una determinada velocidad al vehículo con el fin de que colisione con el peatón. El vehículo, al tratarse de un modelo de elementos finitos, puede tener múltiples piezas lo que le hace muy semejante a su geometría real y a sus correspondientes propiedades mecánicas. Actualmente, existen en el mercado un amplio catálogo de modelos de elementos finitos que representan el cuerpo humano, un dummy o bien una región anatómica concreta (impactador) utilizados en los crash tests reales. Una de las grandes ventajas de este tipo de programas es que ofrecen los resultados en las mismas unidades de medida (y, en ocasiones, parámetros) que se utilizan en los crash tests, mientras que PC-Crash, por ejemplo, ofrece las aceleraciones de una determinada elipse. Existen también trabajos que exploran el uso conjunto,

simultáneo o posterior, de PC-Crash y LS-DYNA [112] en el análisis de siniestros viales o de MADYMO y LS-DYNA [113].

#### 2.4.3.1. Características de los modelos de virtuales de peatón

En esta tesis doctoral se utilizarán tanto impactadores de regiones anatómicas aisladas como un dummy de cuerpo completo. Dado que esta investigación se centra en la realización de ensayos virtuales, todos los modelos de peatón serán virtuales. El modelo de dummy elegido, como ya ha sido comentado, es el perteneciente a la familia *Hybrid III*, concretamente el percentil varón 50 en su versión de peatón (*Hybrid III 50th percentile male*). Sin embargo, existen otros modelos pertenecientes a la familia *Hybrid III* como, por ejemplo, el modelo *6 year old*, el *5th percentile female* o el *95th percentile male*. Cabe destacar que presentan diferentes características antropométricas y que, por tanto, los valores umbrales de daño varían entre los diversos modelos. En este apartado, también se describen las características de los impactadores virtuales de cabeza, muslo y cadera, y de pierna.

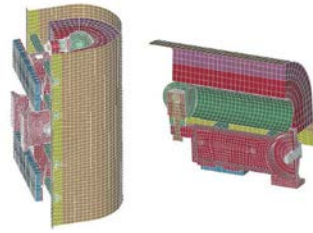
El modelo virtual del simulador de cabeza (ver Figura 2.36) tiene una masa de 4,54 kg. En su interior (en el centro de gravedad del impactador) incorpora un acelerómetro triaxial, el cual mide la aceleración en sentido anteroposterior de la cabeza, en sentido vertical y en sentido lateral. La combinación resultante de estos tres valores de aceleración permite posteriormente determinar la gravedad de la lesión mediante la obtención del valor del criterio de comportamiento de la cabeza (HIC), cuyo umbral de lesión se sitúa en 1.000. Ha sido desarrollado y proporcionado por la empresa LSTC (*Livermore Software Technology Corporation*).



**Figura 2.36. Modelo virtual del impactador de cabeza [111].**

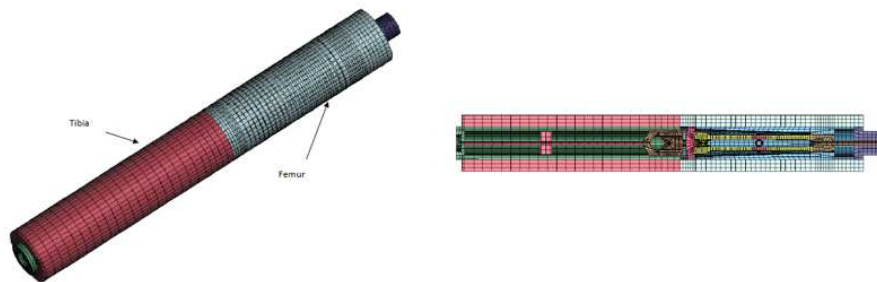
El modelo virtual simulador de muslo y cadera consiste en 50.151 nodos, 29.136 elementos sólidos y 4.902 elementos placa. La masa del impactador es de 9,5 kg. En lo que respecta a su instrumentación, presenta células de carga en la parte superior del fémur, en el centro y en su zona inferior. Estos sensores permiten obtener tanto valores de fuerza como los momentos de flexión que experimenta esta región anatómica. El umbral de daño para esta zona se sitúa en 5 kN (para impacto contra borde delantero del capó), 7,5 kN (para impacto contra el parachoques), 300 Nm (para impacto contra borde delantero del capó) y 510 Nm (para impacto contra el parachoques). En esta investigación, no se han realizado simulaciones utilizando esta región anatómica. Sin embargo, dado que en el caso de vehículos con ciertas dimensiones debe ser evaluada esta zona, se decide incluir en este documento toda la información necesaria relativa a las condiciones de este ensayo

de homologación. Este modelo también ha sido desarrollado y proporcionado por la empresa LSTC.



**Figura 2.37. Modelo virtual del impactador de muslo y cadera [111].**

El modelo virtual simulador de pierna consiste en 47.409 nodos, 33.664 elementos sólidos, 2.960 elementos placa y dos elementos viga. Se compone en total de 29 partes. El modelo se encuentra dividido en una parte superior (que simula el fémur) y una parte inferior (que simula la tibia). Ambas partes se encuentran unidas por otra parte a modo de rodilla. La masa del fémur supone 8,6 kg, mientras que la de la tibia son 4,8 kg. Su instrumentación interior permite obtener la aceleración en la parte superior de la tibia (mediante un acelerómetro) para conocer la probabilidad de fractura de la tibia, la dislocación de la rodilla o desplazamiento entre tibia y fémur (mediante un potenciómetro) para conocer el grado de lesión en los ligamentos cruzados, y también permite evaluar el ángulo de flexión de la rodilla (mediante un potenciómetro) para determinar el daño producido en los ligamentos colaterales. Los umbrales de daño para la zona de la pierna son: 170 g's para la aceleración en la tibia, 6 mm para la dislocación y 19° para el ángulo de flexión de la rodilla. Este modelo ha sido desarrollado y proporcionado por la empresa LSTC.



**Figura 2.38. Modelo virtual del impactador de pierna [111].**

Los procedimientos de certificación de los impactadores físicos, así como también las dimensiones más detalladas de cada simulador, se encuentran definidos en el Reglamento europeo nº 631/2009. En lo que respecta a los modelos virtuales, dicha certificación suele acompañar al modelo de elementos finitos en la documentación facilitada por el fabricante del impactador o dummy virtual.

Aunque en esta investigación no ha sido utilizado, así como tampoco es utilizado en los actuales ensayos de homologación, existe un modelo de impactador de pierna alternativo

y que permite obtener muchos más datos y con mayor biofidelidad sobre los esfuerzos registrados en la pierna del peatón. Se trata del impactador TRL Flex-PLI (*Flexible Pedestrian Legform Impactor*). Este modelo ya es considerado por el marco de la Comisión Económica para Europa de Naciones Unidas (*United Nations Economic Commission for Europe*, UNECE) para que sustituya en el futuro al actual impactador de pierna en los ensayos de homologación en materia de protección al peatón. En los ensayos con este impactador de pierna, su base inferior se posiciona a 75 mm con respecto al nivel de referencia del suelo, mientras que el otro impactador de pierna se posiciona a 25 mm. A diferencia del otro impactador, el Flex-PLI tiene en cuenta la flexibilidad de los huesos humanos al presentar una construcción segmentada del fémur y la tibia. La instrumentación alojada en el interior de este impactador permite analizar el momento de flexión en cuatro puntos de la tibia, la elongación en la rodilla para evaluar así el daño en el ligamento colateral medial (MCL), ligamento colateral lateral (LCL) y en los ligamentos cruzados anterior y posterior (ACL y PCL, respectivamente), así como también permite evaluar la aceleración en la tibia. Destaca principalmente la instrumentación disponible en la zona de la rodilla, que incluye cuatro transductores de posición dispuestos geométricamente para medir las elongaciones de los ligamentos. Los umbrales de daño en los que se basa este modelo de pierna son 340 Nm para los momentos flectores en la tibia, 22 mm para el ligamento colateral medial y 10 mm para ambos ligamentos cruzados.

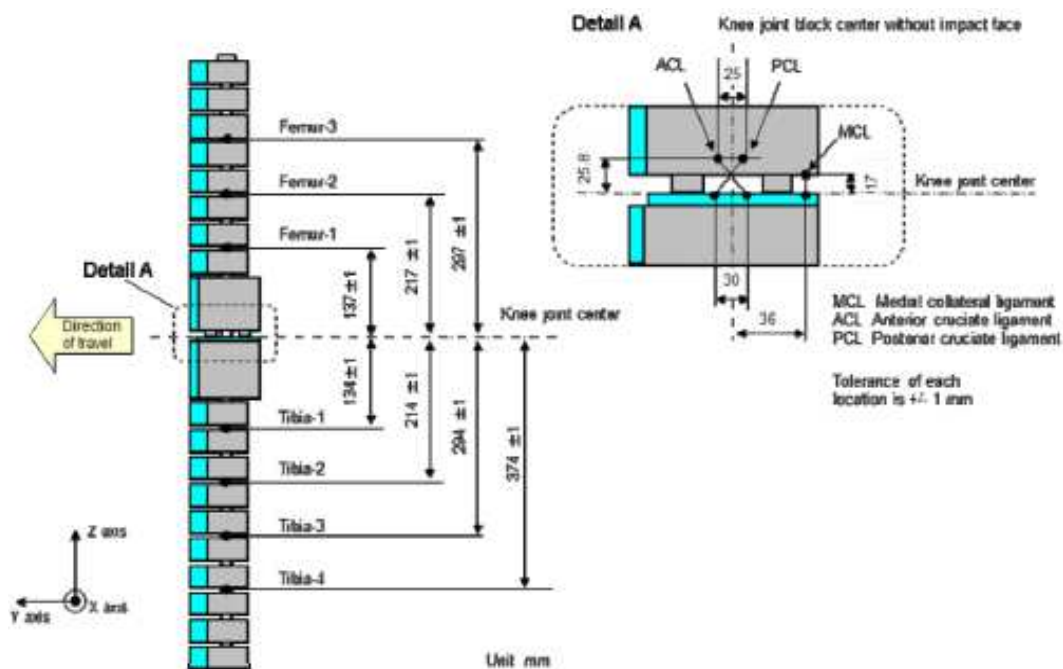
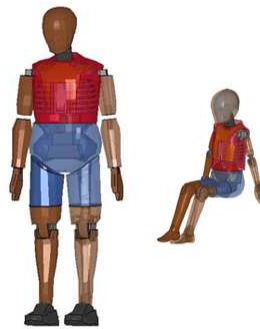


Figura 2.39. Impactador simulador de pierna TRL Flex-PLI [114].

Tanto la familia de dummy *Hybrid III* como los simuladores de cabeza y pierna utilizados en esta investigación han sido validados por la empresa LSTC.

El dummy *Hybrid III 50th Male* es el modelo más ampliamente utilizado a nivel mundial en los ensayos para evaluar la seguridad que ofrece un vehículo. Sus características

antropométricas responden a las de un varón americano percentil 50. Está formado por diferentes partes: cabeza (4,54 kg), cuello (1,54 kg), torso superior (17,19 kg), torso inferior (23,04 kg), parte superior del brazo (2 kg), parte inferior del brazo y mano (2,27 kg), parte superior de la pierna (5,99 kg) y parte inferior de la pierna y pie (5,44 kg), alcanzando un peso total de 77,7 kg. Presenta una altura de 168 cm. El modelo virtual del *Hybrid III 50th Male* está compuesto en total por 152 partes, 38.521 nodos, 39.974 elementos, 19 tipos de material, 21.880 elementos placa, 16.453 elementos sólidos, 68 elementos viga y 17 juntas de unión. En lo que respecta a la instrumentación, en el centro de gravedad de la cabeza presenta un acelerómetro triaxial, una célula de carga en el cuello, un acelerómetro triaxial en el centro de gravedad del tórax, un transductor de desplazamiento en el tórax (concretamente, en la posición del esternón), un acelerómetro triaxial en la pelvis, una célula de carga en el fémur, un transductor de desplazamiento en la rodilla, dos células de carga en la tibia, otra en el tobillo y una en el pie. También pueden ser incorporados otros equipos de medición que se plantean como opcionales en la instrumentación estándar del dummy, como es el caso de acelerómetro en el esternón, acelerómetro en la columna, célula de carga en la columna torácica y otra en la zona lumbar, entre otros sensores.



**Figura 2.40. Modelo virtual del dummy Hybrid III 50<sup>th</sup> percentile male y Hybrid III 6-year-old [111].**

El *Hybrid III 95th* también corresponde a un modelo varón de peatón, pero en este caso presenta características antropométricas pertenecientes al percentil 95 de la sociedad americana, alcanzando una altura de 188 cm y una masa de 100 kg. El dummy femenino *Hybrid III 5th percentile Female* presenta una talla pequeña (152 cm) y 50 kg de masa. El dummy *Hybrid III 6 year old* representa a un niño pequeño de seis años de edad de 21 kg. La instrumentación de estos otros modelos de dummy es compartida con la del *Hybrid III 50th Male*. Sin embargo, cabe destacar que los resultados extraídos con los diferentes tamaños de modelo de peatón deben ser comparados con distintos umbrales de lesión, ya que la tolerancia al impacto puede variar significativamente entre un varón y una mujer y, especialmente, entre un niño y un adulto. En la Tabla 2.12 se pueden consultar umbrales de daño para varios parámetros de lesión en función del tamaño del dummy *Hybrid III*.

#### 2.4.4. Modelos para estimación de velocidad de impacto

La reconstrucción técnica del atropello a peatones se encuentra bastante limitada, generalmente, debido a la falta de información recogida o documentada en la escena del siniestro vial y posteriormente, en la que basar el análisis necesario para llegar a conclusiones válidas. Cuando dicha información no ha sido recogida, o bien no está disponible, resulta muy difícil e incluso imposible realizar una adecuada reconstrucción del siniestro vial para establecer las causas. En aquellos casos en los que dicha información sí está disponible, existen modelos teóricos que permiten calcular la velocidad de impacto del vehículo a partir de huellas de frenada, deformaciones en el vehículo, distancia de proyección del peatón, etc. [10].

Para la reconstrucción analítica del atropello, se puede partir de las ecuaciones de movimiento de una partícula, idealizando el comportamiento de un peatón proyectado, de tal forma que tras experimentar un movimiento parabólico en el aire acaba deslizándose sobre una superficie hasta que alcanza una posición final. Por tanto, estos modelos están desarrollados a partir de la aplicación de los principios y leyes de la Mecánica Clásica. A continuación, se citan brevemente algunos de estos modelos teóricos. No se profundiza en ellos ya que no serán utilizados en esta tesis.

- Modelo de Schmidt [115] (relaciona la velocidad de impacto del vehículo con la distancia entre el punto de impacto y la posición final del peatón sobre la calzada, utilizando el coeficiente de rozamiento del peatón y la altura de su centro de gravedad).
- Método de Collins [116] (utiliza los mismos parámetros que el modelo anterior para estimar la velocidad del vehículo en el momento del atropello).
- Método de Searle [117] (a los parámetros anteriores, añade el ángulo de salida, es decir, el ángulo que forma la velocidad inicial con respecto a la horizontal).
- Modelo de Wood [118] (estima la velocidad de impacto a partir también de la distancia de proyección del peatón, coeficiente de rozamiento y altura del centro de gravedad del viandante).
- Método de Eubanks [12].

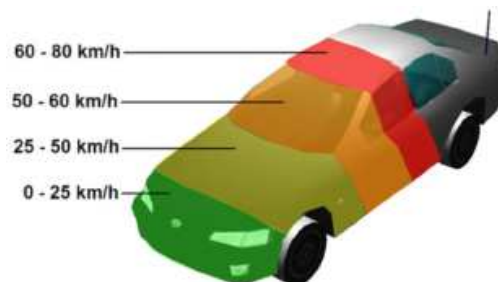
También existen modelos estadísticos que relacionan la distancia de lanzamiento del peatón atropellado (basándose en atropellos reales, cadáveres, muñecos antropomórficos) con la velocidad de impacto del vehículo, donde a través de técnicas estadísticas determinan expresiones capaces de estimar dicha variable. Algunos autores se refieren a estos modelos como empíricos, mixtos o híbridos. De acuerdo con estos modelos, si se mide la distancia recorrida por el peatón desde el impacto hasta la posición final, comparando esta distancia con resultados de experimentos reales con características y condiciones similares, se puede estimar un rango de velocidades probables para el vehículo [10].

Existen, además, modelos empíricos que permiten aproximaciones a la velocidad del vehículo en el momento del atropello. Con ellos se puede encontrar un rango amplio de



valores a tener en cuenta para, por ejemplo, partir de esta condición inicial de velocidad en una posterior reconstrucción mediante software informático, o bien para comprobar el valor de velocidad conseguido por otro medio. Entre los modelos empíricos, se puede encontrar el método de comparación con resultados de crash tests. Ya que se pueden comparar las evidencias del atropello real que es investigado con los datos conocidos y medidos en un experimento de similares características llevadas a cabo con un cadáver o con un dummy. Básicamente, la comparación se haría a través de la distancia de proyección y de los daños observados en el vehículo, provocados por ejemplo por el impacto con la cabeza. Idealmente, las dimensiones del cadáver o dummy deberían ser similares a las del peatón atropellado. Además, el vehículo debería ser de la misma marca y modelo o, al menos, de la misma categoría de vehículo.

Existen otros modelos empíricos para estimar la velocidad de impacto, que consisten en determinar ésta a partir de los daños observados en el vehículo, ya que existe una correlación entre estos dos parámetros. Se han llevado a cabo estudios que permiten mostrar dicha relación (velocidad de atropello y altura de los daños sobre el vehículo, desde el paragolpes hasta el techo) (ver Figura 2.41).



**Figura 2.41. Correlación entre la velocidad de atropello y los daños observados en el vehículo [119].**

No se debe olvidar la existencia de los modelos informáticos para determinar la velocidad en caso de atropello.

## 2.5. Protección del peatón en el campo de la automoción

En 1988 se comienza a tratar de solucionar el problema de la protección al peatón, constituyéndose el grupo de trabajo WG10 para estudiar la protección a este tipo de usuario. Este grupo de investigación pertenece al EEVC (*European Enhanced Vehicle-Safety Committee*). Su objetivo consistía en analizar el problema de los atropellos en Europa y desarrollar un procedimiento para evaluar la protección al peatón que ofrece un vehículo en caso de atropello. La Comisión Europea fundó este grupo de trabajo con el principal fin de establecer una Directiva Europea que tratase este problema. El primer informe se presentó en 1989, y su contenido se fue actualizando hasta que en 1996 se presenta el informe final del EEVC WG10 con los ensayos de subsistemas completamente definidos para establecer una normativa acorde con ellos. En 1997, se creó el grupo de trabajo WG17 con el objetivo de evaluar y actualizar los métodos del EEVC WG10.



Paralelamente, el organismo independiente Euro NCAP (*European New Car Assessment Programme*, Programa Europeo de Evaluación de Automóviles Nuevos) incorporó a sus tests de impacto frontal y lateral a partir de 1996 los de impacto de peatones. Este organismo ofrece información al consumidor sobre la seguridad que ofrecen los vehículos disponibles en el mercado, con lo que cuenta con un gran poder mediático que hace que los fabricantes de automóviles vayan incorporando medidas de protección cada vez más exigentes.

Actualmente, existen dos requerimientos básicos para un fabricante de vehículos:

- El requerimiento de Euro NCAP, que no es legislación (y, por tanto, no es obligatorio) pero que el fabricante persigue debido a la importancia de su difusión.
- El requerimiento del Reglamento (CE) n° 78/2009 del Parlamento Europeo, referido a la homologación de vehículos en lo que se refiere a la protección de los peatones y otros usuarios vulnerables de la vía pública.

A continuación, se expondrán brevemente en qué consisten los ensayos destinados a la comprobación de protección al peatón que ofrecen los vehículos, tanto en Euro NCAP como en la legislación vigente europea. Además, se citarán algunos de los sistemas de seguridad más destacados encaminados a evitar los atropellos y/o reducir las consecuencias de éstos.

### ***2.5.1. Ensayos según protocolo Euro NCAP (Crash tests)***

Los ensayos de Euro NCAP que evalúan la protección al peatón se realizan sobre las estructuras más importantes de la parte delantera del vehículo. Concretamente, se evalúa la protección que ofrece el capó, el parabrisas, el borde delantero del capó y la zona del parachoques. En los Crash Test de Euro NCAP se analiza el daño que puede experimentar la cabeza del peatón, la pelvis o las piernas [120]. Además, si el modelo de vehículo que es sometido a estudio incorpora un sistema de frenado de emergencia autónomo que sea capaz de detectar peatones puede sumar puntos extra al resultado de las pruebas anteriores.

El mayor número de atropellos a peatones tiene lugar en zonas urbanas. Las zonas más frecuentemente lesionadas son la cabeza, el tronco y las extremidades inferiores. Con el fin de evaluar el daño o severidad de las lesiones que pueden darse en la cabeza, se hace impactar un impactador o simulador con forma de cabeza de adulto o de niño contra el vehículo a 40 km/h. Posteriormente, se analiza la posición del impacto y la severidad de éste para catalogar la protección que ofrece dicho modelo de vehículo según cinco niveles: buena, adecuada, marginal, débil o deficiente. El objetivo que se pretende con estas pruebas es promover el desarrollo y utilización de estructuras que puedan absorber energía en el impacto, así como también incorporar espacios libres para ampliar la capacidad de deformación de la carrocería del vehículo y el uso de sistemas de seguridad pasiva como el capó activo o los airbags para peatones.



**Figura 2.42. Crash test de Euro NCAP para protección de cabeza del peatón [120].**

El diseño del capó también puede influir significativamente en la severidad de las lesiones que pueden darse en la zona de la pelvis y el hueso del fémur. Con el fin de evaluar el daño que puede provocar un determinado modelo de vehículo en la zona de la pelvis del peatón y en la parte superior de las extremidades inferiores, en las pruebas de este organismo se hace impactar un simulador con forma de la parte superior de la pierna contra el vehículo a 40 km/h. Posteriormente, se analiza la localización del impacto y la severidad de éste para calificar así la protección que ofrece dicho vehículo según los cinco niveles ya detallados en el párrafo anterior. Se pretende, de esta forma, nuevamente promover la utilización de estructuras absorbentes en el diseño de la parte delantera de los vehículos.



**Figura 2.43. Crash test de Euro NCAP para protección de la parte superior de las piernas del peatón [120].**

Como consecuencia del impacto de la zona del parachoques contra las extremidades inferiores suelen darse fracturas en los huesos largos y lesiones en la rodilla (especialmente, relacionadas con los ligamentos). Con el fin de evaluar el riesgo de sufrir este tipo de lesiones, en estas pruebas se hace impactar un simulador con forma de pierna contra la parte delantera del vehículo a 40 km/h. Posteriormente, se analiza la localización y severidad del impacto y se califica el nivel de protección.



Figura 2.44. Crash test de Euro NCAP para protección de la parte inferior de las piernas [120].

### 2.5.2. Homologación de vehículos en materia de protección al peatón

El Reglamento (CE) nº 78/2009 trata la homologación de vehículos en lo que se refiere a la protección de peatones y otros usuarios vulnerables de la vía pública [121]. Esta reglamentación establece los requisitos para la fabricación y el funcionamiento de los vehículos y los sistemas de protección delantera, a fin de disminuir el número y la gravedad de las lesiones que pueden sufrir los peatones y resto de usuarios vulnerables de la vía pública cuando éstos son golpeados por la parte delantera de un vehículo.

Los vehículos que incorporen un sistema de seguridad capaz de evitar una colisión pueden obviar el cumplimiento de algunos de los requisitos de este Reglamento. Esto es debido a que dichos sistemas pueden evitar el atropello y no sólo reducir sus consecuencias. No obstante, debe evaluarse si dicho sistema es capaz de evitar efectivamente las colisiones con los peatones.

#### Pedestrian Protection Test Procedures according to EC Directive 78/2009 Phase 2

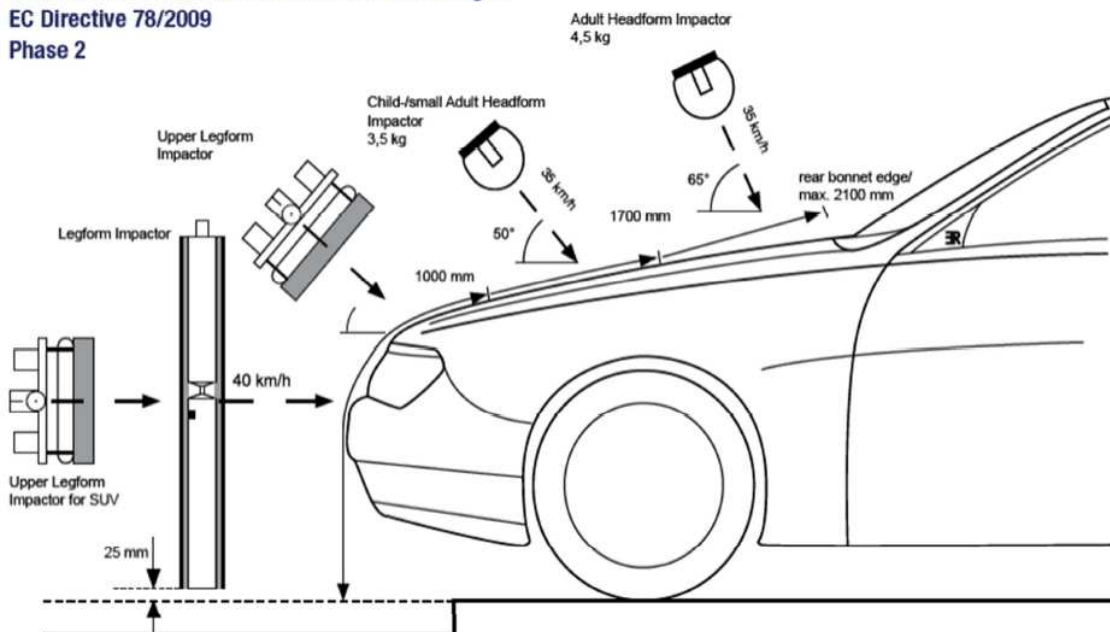


Figura 2.45. Ensayos de protección al peatón según Reglamento nº 78/2009.

La Figura 2.45 resume los diferentes ensayos propuestos en este Reglamento para evaluar la protección al peatón que ofrece un vehículo. A continuación, se resumen las disposiciones técnicas para la realización de estos ensayos.

El Reglamento (CE) nº 78/2009 establece dos niveles de homologación de los vehículos nuevos en cuanto a protección al peatón, fase 1 y fase 2, siendo algo más exigente la segunda fase. En esta normativa se establecen los valores máximos admisibles para cada parámetro de lesión en los diferentes impactadores utilizados. Además de los ensayos para vehículos nuevos, se establecen ensayos adicionales para los sistemas de protección delantera que sean unidades técnicas independientes. A continuación, se detallan textualmente las prescripciones técnicas de los ensayos de la normativa [121], por lo que se citan entre comillas y en letra cursiva.

*“En la fase 1 se requerirán los siguientes ensayos:*

- *Simulador de pierna contra el parachoques: deberá efectuarse uno de los siguientes ensayos:*
  - *Simulador de la parte inferior de la pierna contra el parachoques: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, el ángulo máximo de flexión dinámica de la rodilla no deberá sobrepasar los 21°, el desplazamiento máximo de rotura dinámica de la rodilla no superará los 6 mm y la aceleración medida en el extremo superior de la tibia no excederá los 200 g's.*
  - *Simulador de la parte superior de la pierna contra el parachoques: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, la suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 7,5 kN y el momento de flexión del impactador no superará los 510 Nm.*
- *Simulador de la parte superior de la pierna contra el borde frontal del capó: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, la suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 5 kN y el momento flector del impactador no superará los 300 Nm.*
- *Simulador de cabeza de niño/adulto pequeño contra la parte superior del capó: este ensayo se realizará a una velocidad de impacto de 35 km/h utilizando un impactador de 3,5 kg. El HPC (Criterio de Comportamiento de la Cabeza) no excederá de 1.000 en dos tercios de la zona de ensayo del capó ni de 2.000 en el caso del tercio restante.*
- *Simulador de cabeza de adulto contra el parabrisas: este ensayo se realizará a una velocidad de impacto de 35 km/h utilizando un impactador de cabeza de 4,8 kg. El HPC no excederá de 1.000.”*

*“En la fase 2 se requerirán los siguientes ensayos:*

- *Simulador de pierna contra el parachoques: deberá efectuarse uno de los siguientes ensayos:*

- *Simulador de la parte inferior de la pierna contra el parachoques: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, el ángulo máximo de flexión dinámica de la rodilla no deberá sobrepasar los 19°, el desplazamiento máximo de rotura dinámica de la rodilla no superará los 6 mm y la aceleración medida en el extremo superior de la tibia no excederá los 170 g's. Además, el fabricante podrá especificar anchuras de ensayo del parachoques de hasta 264 mm en total, donde la aceleración medida en el extremo superior de la tibia no excederá de 250 g's.*
- *Simulador de la parte superior de la pierna contra el parachoques: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, la suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 7,5 kN y el momento de flexión del impactador no superará los 510 Nm.*
- *Simulador de la parte superior de la pierna contra el borde frontal del capó: este ensayo se efectuará a una velocidad de impacto de 40 km/h, la suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 5 kN y el momento flector del impactador no superará los 300 Nm.*
- *Simulador de cabeza de niño/adulto pequeño contra la parte superior del capó: este ensayo se realizará a una velocidad de impacto de 35 km/h utilizando un impactador de 3,5 kg. El HPC (Criterio de Comportamiento de la Cabeza) no excederá de 1.000 en la mitad de la zona de ensayo del simulador de cabeza de niño y, además, no excederá de 1.000 en dos tercios de las zonas de ensayo combinadas de los simuladores de cabeza de niño y cabeza de adulto. El HPC de las demás zonas no excederá de 1.700 en ambos simuladores de cabeza.*
- *Simulador de cabeza de adulto contra la parte superior del capó: este ensayo se realizará a una velocidad de impacto de 35 km/h utilizando un impactador de cabeza de 4,8 kg. El HPC (Criterio de Comportamiento de la Cabeza) no excederá de 1.000 en dos tercios de la zona de ensayo. El HPC de las demás zonas no excederá de 1.700.”*

El Reglamento (CE) nº 631/2009 establece las prescripciones técnicas y normas de desarrollo del anexo I del Reglamento (CE) nº 78/2009 en el que se exponen los ensayos a realizar para evaluar la protección al peatón que ofrece un vehículo. En este otro reglamento se incluye información sobre las condiciones generales en las que se deben llevar a cabo los diferentes ensayos, posiciones de impacto, características técnicas de los impactadores, entre otras especificaciones.

Cabe destacar que la Directiva Europea 2007/46/CE, que establece los requisitos técnicos generales para la homologación de los vehículos de motor, incluye en su anexo XVI una serie de actos reglamentarios en los que el fabricante puede usar ensayos virtuales. Las condiciones requeridas para los métodos virtuales de ensayo son:

- *Modelo de ensayo virtual* (finalidad, modelo estructural, condiciones de contorno, cálculo, análisis y justificación de resultados debidamente documentados)
- *Fundamentos de la simulación y el cálculo por ordenador:*

- *Modelo matemático*: el modelo virtual matemático proporcionado por el fabricante debe representar fielmente la estructura del vehículo así como las propiedades mecánicas de sus materiales.
- *Validación del modelo*: el modelo virtual proporcionado debe ser validado mediante la comparación de resultados de ensayos virtuales con resultados de ensayos experimentales.
- *Documentación*: el fabricante debe aportar todos aquellos datos e instrumentación extra necesaria para la realización de la simulación cuyos resultados deberán ser debidamente documentados y justificados.

### ***2.5.3. Sistemas de seguridad de protección al peatón***

Los peatones fueron olvidados durante años en el diseño de nuevos sistemas de seguridad que podían ser implantados en el vehículo. No fue hasta la década de los ochenta cuando se propusieron las primeras medidas de protección. Estas primeras opciones consistían en parachoques que incorporaban un relleno blando. De esta forma se conseguía disminuir la gravedad de las lesiones en las piernas. En la década de los noventa surgen diseños de frontal menos lesivos para el peatón al presentar menos aristas. A finales del siglo pasado y principios de éste ya se empieza a adoptar medidas más amplias. De hecho, la reglamentación europea también comenzó a mostrar preocupación en este ámbito. Por ejemplo, la normativa prohibió aquellas estructuras que sobresalían de la carrocería.

El impulso de las administraciones y normativas es decisivo para que ciertos elementos de seguridad pasen a ser obligatorios en cualquier vehículo. Evidentemente, no todos los elementos de seguridad son igualmente efectivos ni todos pueden ser incorporados de serie en todos los vehículos. La implantación de los sistemas de seguridad tiene un importante coste asociado. Esto explica que muchos de estos elementos sean implantados primero en los vehículos de segmentos más elevados.

En este apartado se describe brevemente en qué consisten algunos de los sistemas de seguridad más destacables en protección al peatón. Previamente, es necesario recordar que existen distintos tipos de seguridad en el automóvil. Cuando se trata de afrontar los atropellos pueden tomarse medidas en dos direcciones. Por un lado, intentar evitar los atropellos y, por otro lado, intentar que cuando éstos no puedan ser evitados, el peatón pueda contar con cierto nivel de protección para reducir las consecuencias y gravedad de las lesiones.

La seguridad pasiva engloba aquellos sistemas encargados de proteger contra las lesiones o reducir sus consecuencias, una vez que el accidente ha tenido lugar. Mientras que los sistemas de seguridad activa son aquellos que tienen como finalidad evitar que se produzca el accidente.

Entre los sistemas de seguridad pasiva, se encuentran los airbags para peatones. El primer modelo fue desarrollado por Volvo, concretamente para su modelo V40. El sistema consta de una serie de sensores ubicados en el frontal del vehículo, que si detectan el impacto con un peatón, en milésimas de segundo activa un dispositivo pirotécnico que despliega

una bolsa de aire sobre la zona del parabrisas, y consigue así amortiguar el impacto de la cabeza además de evitar que ésta impacte contra el cristal del parabrisas y la zona inicial de los pilares A. Actualmente, existen airbags que también cubren el borde delantero del capó e incluso el parachoques. Este sistema se activa a velocidades entre 20 y 50 km/h, ya que gran parte de los atropellos a peatones ocurren en torno a este rango de velocidades de impacto. A velocidad de impacto superior, este sistema de seguridad puede no ser efectivo ya que el cuerpo tras el choque tiende a irse hacia delante e incluso alcanzar el techo del vehículo tras el contacto con el parabrisas.



**Figura 2.46. Airbags para peatones.**

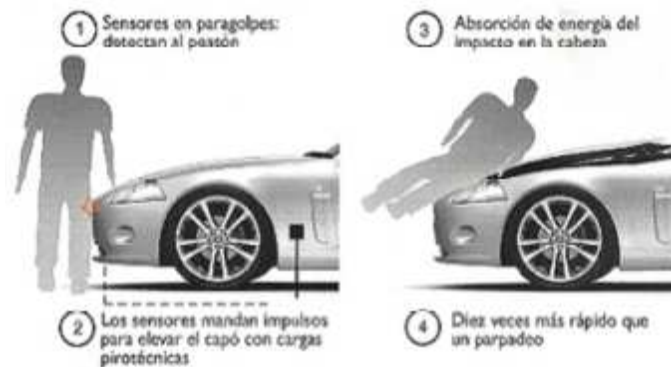
Un porcentaje sumamente importante de las muertes por atropellos son causadas por las lesiones en la cabeza. Y gran parte de estas lesiones es consecuencia directa del impacto de la cabeza con el capó del vehículo. Bajo la chapa superficial de la mayoría de los vehículos, se encuentra un entramado de piezas de rigidez elevada, las cuales suponen puntos críticos en caso de impacto. Por ello, es recomendable tener la mayor cantidad de chapa deformable posible, y conseguir así una mayor absorción de energía en el golpe. Es muy importante también disponer de una altura libre del capó suficiente para evitar el contacto con estas zonas más duras situadas bajo el capó. Para optimizar el diseño de un capó se debe tener en cuenta que cuando la cabeza impacta sobre el capó, provoca una deformación que se propaga en forma de ondas circulares hacia el exterior. La rigidez, o la capacidad de amortiguación, es uno de los elementos claves que determinan la protección ante un atropello, y depende de factores como el diseño del panel exterior e interior, del material de la carrocería, del espesor de la chapa y del uso de adhesivos.

Se puede conseguir una rigidez adecuada del capó aumentando el número de costillas (o nervios) y espacios en blanco a partir de un diseño de capó tradicional. O bien, se pueden utilizar métodos alternativos como el uso de paneles multicono. La ventaja principal de este último método radica en que se obtiene una rigidez continua a lo largo del capó, pudiéndose ajustar globalmente sin la necesidad de estudiar puntos concretos y, a su vez, esta tecnología aumenta la absorción de energía.



**Figura 2.47. Capós con paneles multicono.**

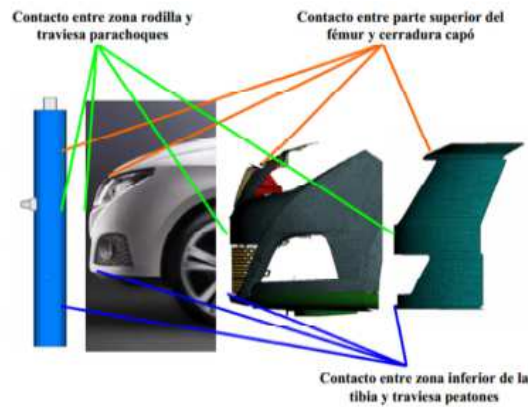
En el capó destaca un importante sistema de seguridad para el peatón. Se trata del capó activo, un sistema que aumenta la distancia entre el capó y los órganos del motor sólo en el momento del impacto, cuando es necesario. Consta de unos sensores en el frontal del vehículo que detectan al peatón y unos actuadores que elevan el capó por la arista trasera. Los sensores, además de detectar en el menor tiempo posible que un objeto impacta con el parachoques, deben diferenciar entre una persona (pierna) y cualquier otra cosa. Para esto, se dispone de una membrana a lo largo de toda la espuma del parachoques que actúa como un interruptor de contacto. Esta membrana genera una señal que permite conocer la anchura del elemento que impacta. Además, se colocan dos acelerómetros detrás de la travesía del parachoques. El criterio para decidir si se debe activar el sistema o no, depende del valor máximo que devuelven estos acelerómetros después de haber detectado el contacto con la membrana. Estos sensores también permiten determinar la rigidez del objeto que impacta.



**Figura 2.48. Capó activo.**

El parachoques juega un papel importante en las lesiones de las extremidades inferiores en caso de atropello. Actualmente predominan los parachoques absorbentes de energía, también conocidos como parachoques autorrestaurables, de tal forma que la superficie plástica del parachoques recupera su forma original tras una posible abolladura sin necesitar reparación. Es por ello por lo que también suelen ser conocidos como parachoques reversibles. Contribuyen, por tanto, a disipar la energía que se produce en caso de impacto, reduciendo así las lesiones en un peatón en caso de atropello.





**Figura 2.49. Principales puntos de contacto entre el frontal del vehículo y las extremidades inferiores.**

Entre las medidas que se pueden llevar a cabo para optimizar un parachoques y disminuir las lesiones provocadas por éste destacan la opción de utilizar materiales absorbentes en su diseño y reducir así la aceleración y energía de impacto que recibe la pierna, además de ampliar la superficie del parachoques en sentido vertical hacia abajo, o bien proporcionar un soporte secundario por debajo de la zona del parachoques que pueda reducir la flexión que se produce en la rodilla. No obstante, simultáneamente se debe verificar que este otro soporte o apoyo no suponga a su vez un riesgo mayor para las lesiones de tobillo.

Una de las partes inferiores del parachoques que puede jugar un papel importante es la traviesa de peatones. Suele estar unida a la traviesa central por dos tirantes. Su principal objetivo es evitar que la pierna del peatón se introduzca por debajo del vehículo en caso de atropello. A su vez, la rigidez de la traviesa de peatones controla el momento sufrido en la tibia del viandante en el instante del impacto. Si ésta es muy alta, se frena bruscamente la tibia y debido a la inercia que tiene la parte de la tibia que queda por debajo de la traviesa, la tibia se flexiona aumentando el momento; en cambio, si es menos rígida y amortigua el impacto de la tibia, la inercia disminuye y, por tanto, la flexión es menor.



**Figura 2.50. Traviesa de peatones.**

En cuanto a los limpiaparabrisas, al tratarse de elementos duros, pueden influir en las lesiones sufridas por los peatones, debido al impacto de la cabeza con esta zona del parabrisas. Una solución pueden ser los limpiaparabrisas incorporados en los pilares A. Otra opción, consiste en que el limpiaparabrisas se encuentre protegido por el capó, de forma que el borde superior del capó quede por encima del borde inferior del parabrisas.

También existen limpiaparabrisas que se rompen en caso de impacto para evitar que se incrusten en el cuerpo del peatón. La composición del cristal del parabrisas también constituye un factor de seguridad en sí. El vidrio laminado supone un elemento de seguridad para los peatones, ya que en caso de impacto quedaría agrietado o cuarteado, pero no se rompería en muchos trozos pequeños, evitando así aumentar la gravedad de las lesiones en la cabeza.

Entre los sistemas de seguridad activa encaminados a la protección del peatón destaca el sistema de elusión de peatones mediante dirección asistida. La finalidad de este sistema, desarrollado por Toyota, es evitar colisiones en situaciones en las que el vehículo circule a más velocidad de la adecuada o cuando un peatón cruce una calle de forma repentina y se interponga en la trayectoria del vehículo. Varios sensores y cámaras a bordo detectan a los peatones y mandan una alerta visual al salpicadero delante del conductor si el sistema determina que hay riesgo de colisión. Si la probabilidad de que se produzca aumenta, el sistema activa una alarma sonora y visual para que el conductor adopte acciones evasivas. Al mismo tiempo, se activan las funciones de fuerza de frenado y el frenado automático en caso de ser necesario. Si el sistema detecta que no basta sólo con frenar para evitar la colisión y si hay espacio suficiente para evitarlo por la carretera o vía en la que está circulando, se activa la dirección asistida para esquivar al peatón.

Los sistemas de detección de peatones permiten que el vehículo se anticipe a la propia percepción del conductor, previniendo situaciones de peligro. Estos sistemas están basados en el funcionamiento combinado de un radar integrado en la rejilla frontal del vehículo con una cámara situada dentro del habitáculo, por detrás del espejo retrovisor. El análisis de datos que ambos proporcionan se realiza a través de una unidad electrónica de control. La misión del radar es calcular la distancia al objeto detectado, y la de la cámara establecer qué tipo de objeto es. En caso de que se produzca una situación de emergencia, el conductor recibe en primer lugar una señal de alarma acústica y visual. En caso de que el conductor no reaccione y el accidente sea inminente, el propio vehículo actúa automáticamente sobre el freno, accionándolo con la máxima potencia en aquellos sistemas que lleven implementado la opción de frenado automático. Existen también sistemas de visión nocturna capaces de detectar peatones mediante cámaras de infrarrojos o termográficas.



**Figura 2.51. Sistema de vision nocturna.**

Actualmente en desarrollo se encuentra un sistema de asistencia al conductor capaz de detectar peatones en calles congestionadas o bajo condiciones de baja visibilidad, basado

en la infraestructura inalámbrica de los vehículos. La conexión *Wi-Fi Direct* entre dispositivos usado por algunos smartphones permitiría comunicarse entre sí a los diferentes participantes en la circulación, siendo capaz de detectar la presencia cercana de peatones, avisar de situaciones cercanas de emergencia o peligro, intersecciones congestionadas, señales de stop, etc.



**Figura 2.52. Sensores traseros en la elusión de atropellos.**

Finalmente, cabe mencionar la importancia de los sensores de marcha atrás y cámara trasera, que aunque son popularmente conocidos como los sensores de aparcamiento, no sólo tienen este fin, sino que pueden contribuir a evitar los atropellos cuando se está echando marcha atrás donde pueden existir ángulos muertos.



## *Capítulo III*

# **3. Metodología y análisis de datos**

En este capítulo se analiza una muestra de datos de atropellos reales con el objetivo de determinar si los actuales ensayos de homologación reflejan la realidad de la severidad del atropello real o si, por el contrario, resulta necesario proponer mejoras que amplíen la protección que puede ofrecer un vehículo. En primer lugar, se define un protocolo de recogida de datos que marcaría la información mínima a registrar de un atropello, para asegurar así una correcta reconstrucción posterior que permita extraer conclusiones válidas sobre las causas y consecuencias del siniestro. A continuación, se describe la muestra de datos analizada y se realizan diversos análisis sobre ella que permiten definir la biomecánica lesional del peatón bajo diferentes condiciones de atropello como, por ejemplo, el patrón lesional que se da con mayor frecuencia según la velocidad de impacto. Las conclusiones extraídas de estos análisis permitirán concluir si existen o no carencias en los ensayos vigentes de homologación.

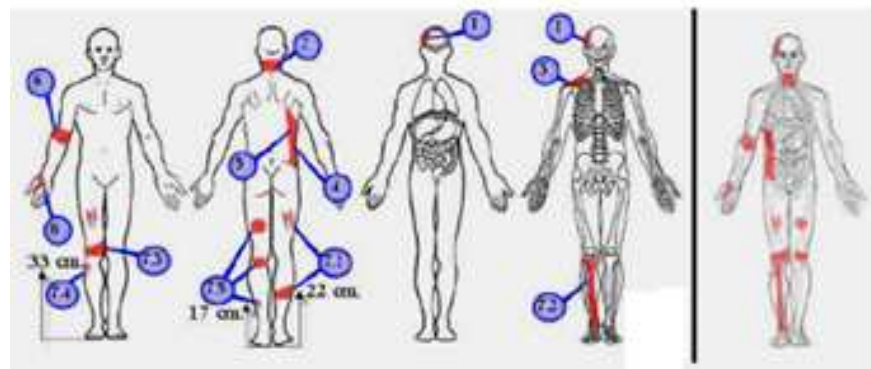
### **3.1. Protocolo de recogida de datos**

El atropello es una de las tipologías de siniestros viales más difíciles de investigar. Para poder ser capaz de reconstruir un atropello y determinar cuáles han sido las causas que han desembocado su ocurrencia y en qué forma se pueden evitar en un futuro o, al menos, reducir la gravedad de sus consecuencias, resulta esencial seguir una metodología claramente identificada en todas las etapas de la investigación. Para ello, el primer paso es conseguir una completa inspección técnico-ocular de la escena del atropello. Asimismo, resulta especialmente importante poder recabar de los organismos e instituciones correspondientes, en el caso de heridos y fallecidos, los partes médicos y/o forenses. El resultado final de la investigación dependerá de la cantidad y calidad de los datos de los que se parta. A partir de ese momento, se procede al estudio y análisis de la información y el consiguiente proceso de reconstrucción del atropello [122].

En este apartado se detallan los datos mínimos a recoger en la escena del atropello para posteriormente ser capaces de realizar una reconstrucción efectiva y realista del atropello, y poder extraer conclusiones válidas sobre las causas de este siniestro, encaminando así posibles prioridades de investigación para reducir la frecuencia de los atropellos y/o disminuir la gravedad de las lesiones. Entre los datos de partida, enumerados a

continuación, se marcan con un asterisco y en letra cursiva aquellos datos que coinciden con los que se incluían en los diferentes casos de atropellos reales de la muestra con la que se ha contado para llevar a cabo esta tesis doctoral.

- *Datos sobre personas implicadas:*
  - Conductor y/o ocupante del vehículo (identificación, permiso de conducción, limitaciones para conducir, informe de lesiones/autopsia, prueba de alcoholemia y drogas, testimonio).
  - *Peatón* (identificación, *informes de lesiones\*/autopsia\**, prueba de alcoholemia y drogas, testimonio, *características antropométricas\**).
  - Testigos (identificación, ubicación en el momento del impacto, testimonio).



**Figura 3.1. Informe de lesiones de un peatón atropellado.**

- *Datos sobre vehículos implicados:*
  - *Datos sobre vehículo implicado* (matrícula, *marca y modelo\**).
  - *Inspección exterior del vehículo implicado* (ITV, comprobaciones órganos principales, neumáticos, *estudio de daños\**, medición de deformaciones, *posiciones del vehículo en el momento del impacto\**, *croquis\**, *huellas y vestigios sobre el vehículo\**).
  - *Inspección interior del vehículo implicado* (inspección habitáculo interior, elementos de seguridad, huellas y vestigios en el interior del vehículo).



**Figura 3.2. Daños observados en un vehículo implicado en un atropello.**

- *Inspección técnico-ocular de la vía:*
  - *Datos de referencia del siniestro vial (coordenadas geográficas\*, sentido de circulación\*, puntos de referencia para mediciones\*, croquis\*).*
  - *Información sobre la vía (tipo de vía\*, características y condiciones de la vía\*, componente temporal del siniestro\* (mes, día de la semana, hora), intensidad de circulación).*
  - *Huellas y vestigios sobre la vía\*.*
  - *Condiciones atmosféricas y visibilidad de los implicados en el siniestro vial\*.*
- *Normativa de aplicación al siniestro vial\* (limitaciones de velocidad, señalización, prioridad de paso, etc.).*
- *Reconstrucción técnica del siniestro vial\*:*
  - *Acciones y condiciones de las personas implicadas\*:*
    - *Pre-viaje (situación anterior al impacto)*
    - *Viaje*
    - *Pre-impacto (acciones y condiciones de los implicados, previas al momento de impacto)*
    - *Impacto (acciones y condiciones de los implicados)*
    - *Post-impacto (acciones, trayectorias, posiciones finales)*
  - *Evento crítico\* (descripción)*
  - *Maniobras evasivas\* (conductor y peatón)*
  - *Estimación de la velocidad de impacto\**
  - *Posiciones relevantes\* (posición de percepción posible, posición de percepción real, posición de ejecución de la decisión, posición de impacto, posiciones finales)*
  - *Relato secuencial gráfico mostrando cómo se produjo el accidente\*.*
  - *Croquis del siniestro vial\* (posiciones relevantes y evidencias)*
- *Causas del siniestro vial\*:*
  - *Condiciones relativas a las personas*
  - *Condiciones relativas a los vehículos*
  - *Condiciones relativas a la vía*
  - *Causas del siniestro vial*

En esta tesis doctoral, se ha profundizado en los informes de lesiones, y autopsias en su caso, de los peatones atropellados. Se han analizado minuciosamente las lesiones que presentaba cada peatón en las diferentes regiones anatómicas para poder categorizar su gravedad. Asimismo, se han analizado en detalle simultáneamente los daños observados en las distintas partes del vehículo con el fin de correlacionar las distintas lesiones con aquellas partes del vehículo que pudieran haberlas causado. Se recogieron también datos sobre los vehículos implicados en los distintos atropellos, especialmente categoría de vehículo y diseño del frontal, así como también se registraron los límites de velocidad pertenecientes a las vías en las que se produjeron los accidentes. Además, se analizaron los resultados de reconstrucciones posteriores de los diferentes atropellos para observar las trayectorias post-impacto experimentadas por los peatones, así como para conocer la

velocidad estimada de impacto en cada caso gracias a la utilización de programas informáticos de simulación y modelos teóricos.



**Figura 3.3. Reconstrucción virtual de un atropello.**

Tras esta primera etapa de recopilación de datos necesarios para llevar a cabo esta tesis, se generan las primeras conclusiones. El atropello a peatones es una de las tipologías de siniestro vial más complicadas de investigar, entre otros motivos, por la variada casuística de patrones biocinemáticos que puede sufrir el peatón y, especialmente, por la falta de disponibilidad y accesibilidad a información de calidad sobre este tema de forma que contenga todos los datos imprescindibles para llevar a cabo un análisis eficaz.

Para profundizar en el conocimiento de la evolución, causas y condiciones de un atropello a peatón en función de su tipología específica (vías urbanas e interurbanas, vehículos turismo o todoterreno, altura del peatón, velocidad de impacto, etc.), se debe partir de unos datos de calidad que permitan una posterior investigación en profundidad. En primer lugar, es necesario definir un protocolo estándar de recogida de datos en la escena del siniestro vial que asegure esa información mínima necesaria. Además, teniendo en cuenta que mediante análisis estadísticos se pueden determinar parámetros, factores y condiciones que influyen significativamente en el resultado de gravedad de lesión de un atropello, resulta obvia la necesidad urgente de una base de datos común a las distintas administraciones y autoridades que participan en la evolución tras un atropello. En esta base de datos, los diferentes participantes podrían aportar información muy valiosa para futuras investigaciones (partes de atestados, informes de lesiones, autopsias, reconstrucciones, etc.). Esto permitiría en un futuro poder determinar las condiciones y causas de los siniestros viales de forma más que realista, sin tener que recurrir o al menos reducir la frecuencia de la realización de ensayos experimentales con cadáveres o dummies en condiciones similares al accidente, evitando así las limitaciones de estos otros modelos.

Este intercambio de información entre las diferentes disciplinas involucradas aseguraría un conocimiento integral del problema, lo que se traduciría en la adopción de medidas



eficaces en la reducción de la mortalidad de un atropello, e incluso en el riesgo de su ocurrencia.

### 3.2. Descripción de la muestra de datos

La muestra de datos de la que se parte en este estudio contiene 27 casos de atropellos reales ocurridos en diversos tipos de vías en España durante el período comprendido entre 2009 y 2016. En el *Anexo I* se incluye un resumen de los casos estudiados. El 89% de los siniestros viales registrados en la muestra tuvieron lugar en vía convencional, mientras que el 11% restante se dieron en autopista o autovía. Esta muestra refleja el tipo de atropello que ocurre en la realidad, ya que según las estadísticas españolas el 87% de los atropellos ocurren en carretera convencional y el 13% en el resto de vías, por lo que dicha muestra se considera representativa.

### 3.3. Análisis de datos

Los diferentes casos de la muestra de datos fueron clasificados, en primer lugar, atendiendo a diferentes variables. Entre ellas se destacan: el tipo de vía en la que tuvo lugar el atropello (urbana o interurbana), el tipo de vehículo implicado así como sus dimensiones principales, el resultado del atropello (herido leve, herido grave o fallecido), características del peatón, como la altura para calcular su centro de gravedad respecto al punto de impacto, el límite legal de velocidad admitido para esa vía en concreto, la velocidad de impacto real (calculada por métodos de simulación y/o métodos analíticos), la trayectoria post-impacto experimentada por el peatón (trayectoria de envolvimiento, proyección hacia delante, volteo sobre la aleta, volteo sobre el techo o trayectoria de salto mortal).

**Tabla 3.1. Variables de clasificación de la muestra de datos.**

Variables de clasificación de la muestra de datos		
<i>Tipo de vía</i>	Urbana	Travesía
	Interurbana	Convencional
		Autopista/autovía
<i>Tipo de vehículo</i>	Turismo	
	Vehículo deportivo (SUV, Sport Utility Vehicle)	
	Todoterreno	
	Furgoneta	
	Vehículo pesado	
	Motocicleta	
<i>Modelo vehículo</i>	Dimensiones principales de diseño delantero	
	Masa	
<i>Resultado del atropello</i>	Herido leve	
	Herido grave	
	Fallecido	
<i>Características del peatón</i>	Edad	
	Altura	Centro de gravedad

	Peso
<b>Límite de velocidad de la vía</b>	
<b>Velocidad de impacto</b>	Métodos de simulación
	Métodos analíticos
<b>Trayectoria post-impacto del peatón</b>	Trayectoria de envolvimiento
	Proyección hacia delante
	Volteo sobre la aleta
	Volteo sobre el techo
	Trayectoria de salto mortal
<b>Informe de lesiones</b>	
<b>Región anatómica</b>	Cara
	Cabeza
	Cuello
	Tórax
	Abdomen
	Columna
	Extremidades Superiores (EESS)
	Extremidades inferiores (EEII)
<b>Área corporal</b>	Hueso
	Órgano
	Zona izquierda
	Zona derecha
<b>Descripción detallada de la lesión</b>	
<b>Codificación de severidad de lesión</b>	AIS (Abbreviated Injury Scale)
	MAIS (Maximum Abbreviated Injury Scale)
	ISS (Injury Severity Score)
	NISS (New Injury Severity Score)
<b>Probabilidad de supervivencia</b>	

**Tabla 3.2. Ejemplo de clasificación de la muestra de datos según las características del escenario del atropello.**

VEHÍCULO	MARCA VEHÍCULO	PEATÓN (Resultado atropello)	LIMITACIÓN VELOCIDAD (km/h)	V IMPACTO (km/h)	TRAYECTORIA POST-IMPACTO	EDAD	PESO (Kg)	ESTATURA (m)
Furgoneta	Renault Express 1.6	Fallecido	80	56,5 (sim); 47-11-54,56 (cálcl)	Roof + Fender Vault	46	70	1,75
Todo terreno	Land Rover Discovery 3 TDV6S	Fallecido	50	69 (sim)	Wrap projection	66	80	1,5
Furgón	Volkswagen Transporter	Fallecido	50	37 (sim); 39-97-47,78 (cálcl)	Proyección hacia delante	77	NC	1,57
Turismo	Citroën Xantia	Herido grave	90 (60 señalización)	70,65-71,73	Wrap projection	52	75	1,75
Turismo	Seat Toledo	Fallecido	90	85 (sim); 260 (cálcl)	Fender Vault	75	67	NC
Turismo	Seat Ibiza	Herido grave	90	75 (sim); 79,70 (cálcl)	Roof + Fender Vault	42	75	1,75
Todo terreno	Mercedes Benz E220CDI	Fallecido	120	107,39 (sim + cálcl)	Roof Vault	40	80	1,7
Turismo	Renault Megane	Fallecido	90	79 (sim); 76-83 (cálcl)	Fender Vault	19	90	1,89
Turismo	Saab 9.3	Fallecido	60 (señalización)	no se pudo calcular	Arrollamiento cuerpo por vehículo	19	70	1,7
Turismo	Seat Córdoba	Fallecido	60 (señalización)	se supone 60	Arrollamiento cuerpo por vehículo	56	68	1,65
Turismo	Mercedes Benz E320	Fallecido	50	114,6 (sim); 108,9-129,92 (cálcl)	Roof Vault	77	59	1,5
Turismo	Nissan Almera	Herido grave	40	235 (sim); 40 (cálcl)	Fender Vault	71	NC	NC
Turismo	Seat León	2 Fallecidos	90 (80 señalización)	72-87 (A); 52,6-68,54 (B)	Intrusión en vehículo por parabrisas (A) + Roof Vault (B)	75 (A); 18 (B)	90 (A); 80 (B)	1,7 (A); 1,6 (B)
Camión portacontenedores	Nissan Cabstar E	Fallecido	50	31,21-39,73	Proyección hacia delante	76	62	1,6
Motocicleta	Honda VTX 1800C 0806 DSH	Fallecido	100 (70 señalización)	285	NC	75	NC	NC
Mixto adaptable	Peugeot Tourneo	Fallecido + Herido leve	50	61 (sim); 72-97 (cálcl)	Wrap projection	17 (A); 18 (B)	60 (A); 50 (B)	1,64 (A); NC (B)
Turismo	Renault Clio	Fallecido	50	61 (sim); 59-64 (cálcl)	Wrap projection	61	70	1,6
Turismo	BMW 523	Fallecido	50	85 (sim); 61,16-61,37 (cálcl)	Proyección hacia delante	65	NC	NC

Posteriormente, los informes médicos o forenses de cada uno de los casos fueron estudiados en detalle. Se analizaron cuáles fueron las regiones anatómicas del peatón que habían resultado dañadas tras el atropello. Estas lesiones fueron clasificadas en ocho zonas: cara, cabeza, cuello, tórax, abdomen, columna, extremidades superiores (EESS) y extremidades inferiores (EEII). Se detalló en qué región específica (hueso, órgano, zona izquierda o derecha) dentro de cada área corporal se localizaba cada lesión, además de anotar su extensión.

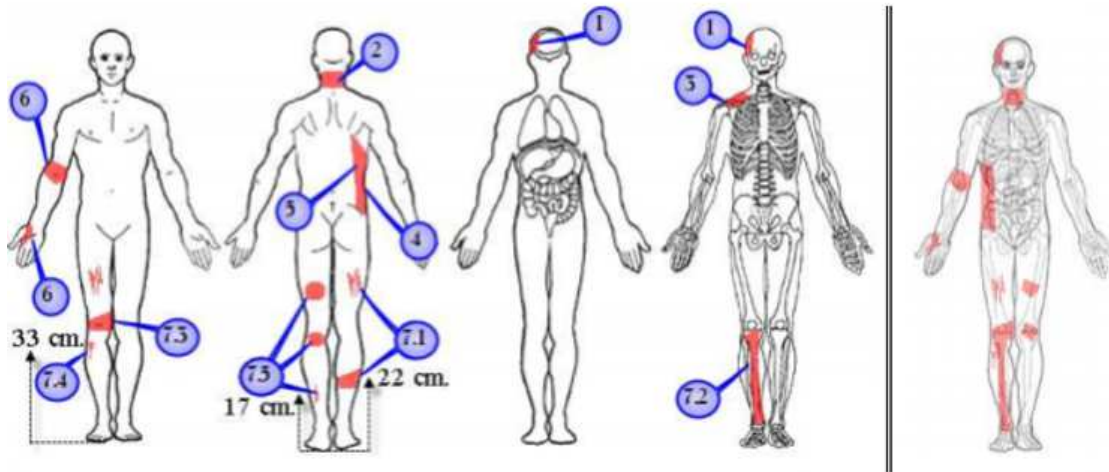


Figura 3.4. Ejemplo de informe de lesiones en un peatón tras un atropello.

A continuación, se incorporó una descripción detallada de las diferentes lesiones de cada uno de los informes forenses, lo que permitió poder evaluar la severidad de cada herida mediante la codificación de las lesiones por medio de los índices AIS (*Abbreviated Injury Scale*), MAIS (*Maximum Abbreviated Injury Scale*), ISS (*Injury Severity Score*) y NISS (*New Injury Severity Score*). Estos códigos de gravedad de lesión del paciente politraumatizado posibilitaron poder asignar una probabilidad de supervivencia a cada una de las lesiones registradas.

Table 5

Thoracic Vascular Injury Scale			
Grade*	Description of injury	ICD-9	AIS-90
I	Intercostal artery/vein	901.81	2-3
	Internal mammary artery/vein	901.82	2-3
	Bronchial artery/vein	901.89	2-3
	Esophageal artery/vein	901.9	2-3
	Hemizygous vein	901.89	2-3
	Unnamed artery/vein	901.9	2-3
II	Azygos vein	901.89	2-3
	Internal jugular vein	900.1	2-3
	Subclavian vein	901.3	3-4
	Innominate vein	901.3	3-4
III	Carotid artery	900.01	3-5
	Innominate artery	901.1	3-4
	Subclavian artery	901.1	3-4
IV	Thoracic aorta, descending	901.0	4-5
	Inferior vena cava (intrathoracic)	902.10	3-4
	Pulmonary artery, primary intraparenchymal branch	901.41	3
	Pulmonary vein, primary intraparenchymal branch	901.42	3
V	Thoracic aorta, ascending and arch	901.0	5
	Superior vena cava	901.2	3-4
	Pulmonary artery, main trunk	901.41	4
VI	Pulmonary vein, main trunk	901.42	4
	Uncontained total transection of	901.0	5
	thoracic aorta or pulmonary hilum	901.41	4

\*Increase one grade for multiple grade III or IV injuries if more than 50% circumference; decrease one grade for grade IV injuries if less than 25% circumference.

From Moore et al [3]; with permission

Figura 3.5. Ejemplo de tabla de codificación AIS de lesiones [123].

**Tabla 3.3. Ejemplo de clasificación de lesiones según región anatómica y descripción, junto con cálculo de la severidad de lesión.**

REGIÓN ANATÓMICA	ZONA CORPORAL	LESIÓN	AIS-90	ISS	NISS
Cara	Cara	Contusión facial	1		
Cara	Cara	Fractura malar izquierda (pómulo)	2		
Cara	Cara	Hematoma periorbitario (ojo)	1		
Tórax	Peto costal	Peto costal con fracturas costales múltiples en arcos posteriores	4		
Tórax	Pulmón	Cavidades pleurales con abundante cantidad de sangre (hemotórax)	3		
Tórax	Corazón	Pericardio roto con abundante cantidad de sangre (hemopericardio)	5		
Tórax	Pulmón/Corazón	Rotura arteria pulmonar izquierda	5		
Abdomen	Abdomen izquierdo	Hematoma abdominal en hipocondrio izquierdo	2		
Abdomen	Abdomen	Hemoperitoneo (sangre en cavidad peritoneal)	4		
Abdomen	Hígado	Estallido hepático	6	75	75
Abdomen	Bazo	Rotura esplénica (rotura espontánea del bazo)	5		
Columna	Columna cervical (C1)	Hemorragia en el canal raquídeo con fractura de C1 (Atlas)	6	75	75
EESS	Brazo derecho	Fractura-luxación cerrada de codo derecho	1		
EESS	Brazo izquierdo	Fractura-luxación abierta de codo izquierdo	2		
Cabeza	Cabeza	Foco contusivo parietal izquierdo y hematoma temporal izquierdo	5		25
Cabeza	Cabeza	Pequeña fractura temporal izquierdo	3		
Cabeza	Cabeza	Cefalohematoma parietal derecho	5	25	25
Cara	Nariz	Fractura nasal	2	4	
Tórax	Peto costal	Fracturas costales derechas (4ª a 7ª)	3		
Tórax	Clavícula derecha	Fractura tercio medio clavícula derecha	2		
Tórax	Pulmón	Contusión pulmonar y neumotórax anterior derecho	4	16	16
Abdomen	Abdomen derecho	Erosión en flanco derecho	2		
Cabeza	Cabeza	Erosiones y excoriaciones en zona occipital	3	9	
Cara	Nariz/Ojo	Hematomas en nariz y párpado izquierdo	1		
Tórax	Peto costal	Fracturas de todas las costales derechas	4	16	16
EEII	Pierna derecha	Amputación de la pierna derecha a la altura de la mitad de la tibia	3	9	9
EEII	Pierna izquierda	Luxación de rótula izquierda	3		9
EEII	Pierna izquierda	Fracturas de tibia y peroné izquierdos	2		
Cabeza	Cabeza	Traumatismo craneoencefálico	5	25	25
EESS	Brazo izquierdo	Fractura supracondilea de codo izquierdo	2	4	
EEII	Pelvis	Fractura compleja de pelvis	5	25	25
EEII	Pierna izquierda	Fractura abierta de tercio distal de tibia derecha	3		9

De esta forma, las numerosas lesiones de la muestra de datos pudieron ser clasificadas en función de su gravedad y analizar cómo se veían afectadas por las diferentes variables que pueden participar en la evolución y resultado de un atropello. En el *Anexo I* se muestra un ejemplo de clasificación de lesiones de algunos de los casos analizados en función de la gravedad de éstas.

### 3.4. Resultados del análisis de la muestra de datos

#### 3.4.1. Biomecánica lesional del peatón atropellado

En este apartado se analiza la distribución de lesiones en las diferentes regiones corporales, así como la gravedad de éstas, con el fin de comprobar qué zonas del peatón resultan más afectadas en caso de atropello. La variable AIS permite una visión general de la preferencia de la muestra de datos. Se recuerda que esta variable puede tomar valores desde 1 (que equivale a una lesión leve) hasta 6 (valor que se corresponde con una lesión máxima incompatible con la vida).

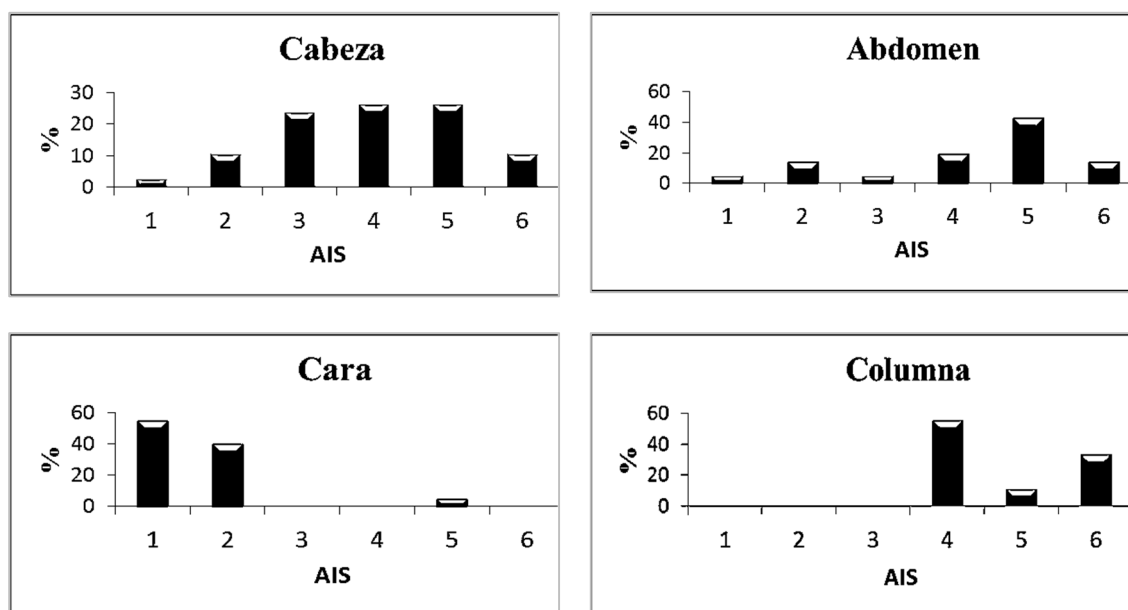
Se utiliza, en este caso, la moda estadística de los datos partiendo de la codificación AIS previa de las lesiones según su región anatómica. En la Tabla 3.4 se muestra la gravedad de la lesión que ocurre con mayor frecuencia según la zona corporal del peatón. Se puede observar que el abdomen es la región más gravemente afectada (AIS 5, lesión crítica de supervivencia incierta), seguida de la cabeza, el tórax y la columna con el mismo nivel de gravedad (AIS 4, lesión grave con peligro para la vida). Con valores de gravedad mucho menores (AIS 2, lesión moderada) se encuentran el cuello y las extremidades inferiores. Finalmente, las lesiones más frecuentes en la cara y las extremidades superiores son de carácter leve (AIS 1, lesión menor). También se incluye la gravedad más frecuente si se

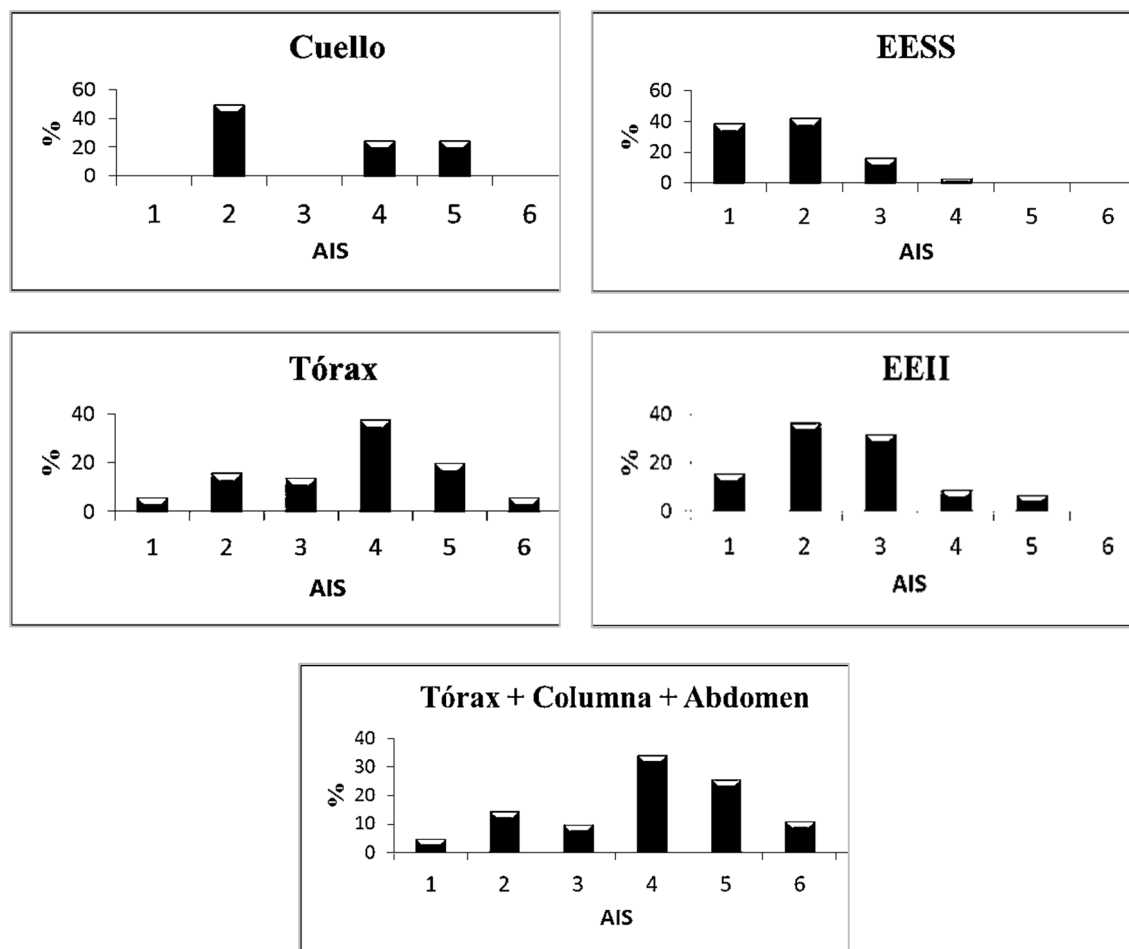
considera la zona tronco-abdominal en conjunto, que incluye el tórax, la columna y el abdomen. En esta zona conjunta, el valor AIS más común es 4.

**Tabla 3.4. Gravedad de la lesión más frecuente según región anatómica.**

Región anatómica	AIS	% supervivencia	Gravedad de lesión
<b>Cabeza</b>	<b>4</b>	85,4	Grave con peligro para la vida
<b>Cara</b>	<b>1</b>	99,3	Menor
<b>Cuello</b>	<b>2</b>	99,2	Moderada
<b>Tórax</b>	<b>4</b>	85,4	Grave con peligro para la vida
<b>Abdomen</b>	<b>5</b>	60,4	Crítica (supervivencia incierta)
<b>Columna</b>	<b>4</b>	85,4	Grave con peligro para la vida
<b>EESS</b>	<b>1</b>	99,3	Menor
<b>EEII</b>	<b>2</b>	99,2	Moderada
<b>Tronco-Abdominal</b>	<b>4</b>	85,4	Grave con peligro para la vida

Para valorar no sólo los niveles de gravedad más comunes, sino también si las lesiones son más o menos frecuentes en una zona respecto de otra, se estudian las distribuciones de frecuencia de las ocho regiones anatómicas. En la Figura 3.6 se muestran los histogramas de estas zonas, ofreciendo una visión de grupo de la tendencia de la muestra en lo que a valores de gravedad se refiere. Permite, además, observar el grado de variabilidad o dispersión que puede darse en las lesiones según la zona corporal en la que tiene lugar.





**Figura 3.6. Frecuencia de lesión y gravedad según región anatómica.**

Las zonas corporales que concentran mayor cantidad de lesiones son la cabeza, el tórax, el abdomen y las extremidades inferiores. Por ello, los resultados de esta investigación se centrarán en estas regiones. Si se observa la distribución de lesiones de estas zonas clave, se puede advertir que en la cabeza, la mayoría de las lesiones alcanzan gravedad AIS 4 y 5, en igual proporción (26%). También en una proporción cercana (23% de las lesiones registradas en la cabeza), el valor AIS obtenido es 3. En el tórax, la tendencia observada es AIS 4 (38% de las lesiones registradas en esta zona), seguida de AIS 5 (20%). La gravedad de lesión aumenta en la región del abdomen, que llega a alcanzar un AIS igual a 5 como valor típico de gravedad si la lesión tiene lugar en esta zona (43% de los casos registrados con lesión en el abdomen). Cabe destacar la zona de la columna, aunque ésta no sea una zona tan frecuentemente dañada en la muestra. En el 56% de las lesiones registradas en la columna, se llega a un nivel AIS 4, lo que supone peligro para la vida, llegando a convertirse en una lesión mortal en el 33% de los casos. Si se tiene en cuenta la zona tronco-abdominal en conjunto, la tendencia es AIS 4 (34% de las lesiones totales en esta zona), seguida de AIS 5 (25%) y destacando que en el 11% de los casos si la lesión ocurre en esta región se corresponde con una lesión incompatible con la vida. En contraposición en lo que a gravedad típica se refiere, las extremidades inferiores registran valores AIS muy inferiores. La preferencia de gravedad observada en las extremidades

inferiores es AIS 2 (36%) y AIS 3 (32%). Se trata de lesiones que en ningún momento suponen peligro para la vida.

Como resumen de los resultados del análisis de la biomecánica lesional del peatón llevado a cabo en esta tesis, se muestra en la Figura 3.7 el cuerpo de un peatón en el que se indica la severidad de lesión típica obtenida de la muestra en función de la región corporal, utilizando para ello la moda estadística. Se incluye, además, la probabilidad de supervivencia asociada con cada respectivo valor AIS. A su vez, se ha incluido entre paréntesis el valor de la media ponderada del AIS de toda la muestra. Se ha añadido este parámetro estadístico ya que es una medida de tendencia central, y resulta apropiado cuando en un conjunto de datos cada uno de ellos tiene una importancia relativa (o peso) respecto de los demás datos, como puede ocurrir en este caso cuando diferentes lesiones ocurren en la misma región anatómica. Se puede observar que en todas las zonas del cuerpo del peatón, si se tiene en cuenta la media ponderada del AIS (considerando todas las lesiones que ocurren en la misma zona considerando sus diferentes niveles de gravedad), la severidad de lesión es mayor que si se considera únicamente la moda estadística o, lo que es lo mismo, la lesión más frecuente.

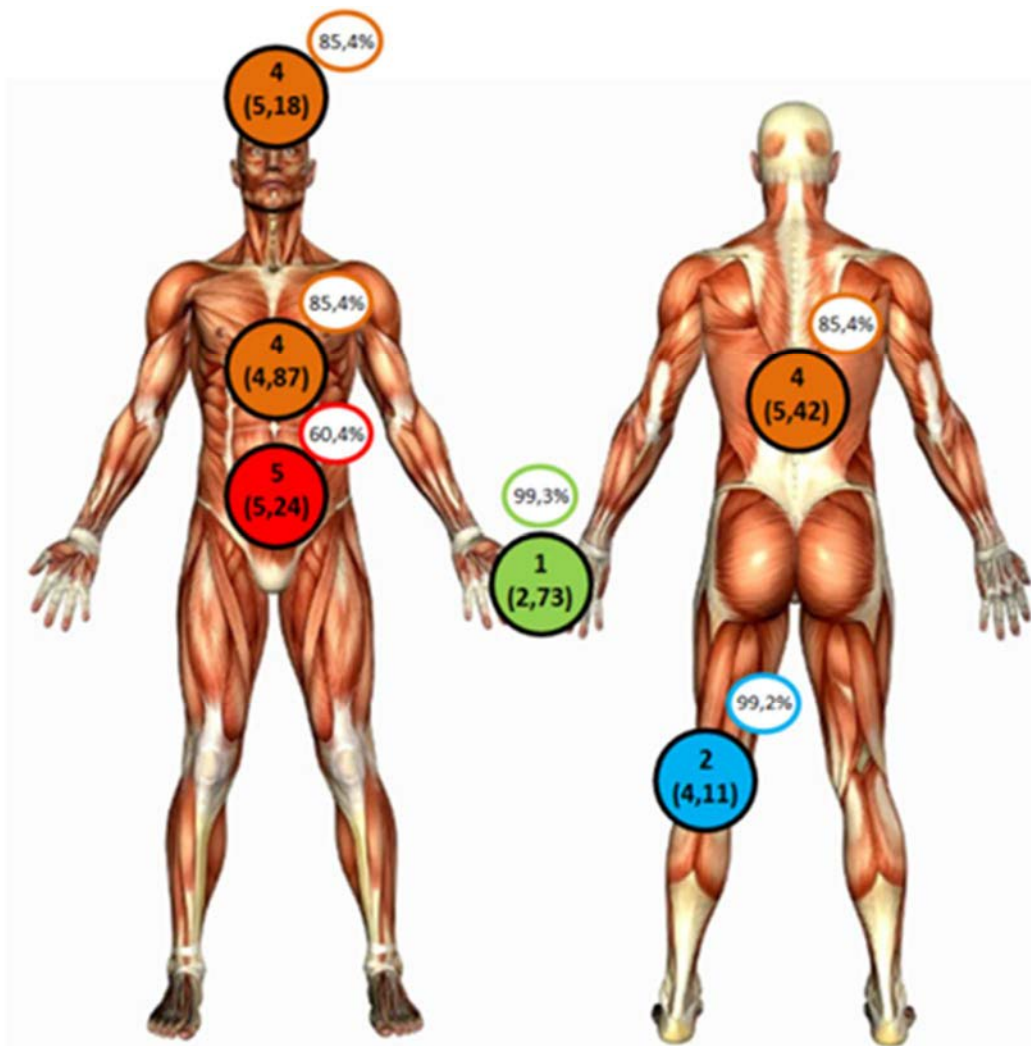


Figura 3.7. Severidad de lesión según región corporal del peatón en caso de atropello.

Fue analizado, además, qué regiones anatómicas computaban en el cálculo de los índices de gravedad globales. El ISS tiene en cuenta las tres lesiones más graves siempre y cuando estas lesiones pertenezcan a diferentes zonas corporales. El NISS, por su parte, también considera las tres lesiones más graves, pero independientemente de que éstas ocurran en la misma zona o en diferentes. En el cálculo del ISS, la cabeza es tenida en cuenta en el 71% de los casos estudiados, la zona tronco-abdominal en el 71%, y las extremidades inferiores son tenidas en cuenta sólo en el 35%. En el cálculo del NISS, la cabeza influye en el 65% de los accidentes, la zona tronco-abdominal se mantiene en el 71%, mientras que el porcentaje de las extremidades inferiores se reduce considerablemente, influyendo únicamente en el 18% de los casos. Como conclusión general de este análisis de la biomecánica lesional del peatón se extrae que tanto a nivel individual de lesión como si se tiene en cuenta todo el cuerpo en conjunto del peatón, la zona tronco-abdominal influye significativamente en la probabilidad de supervivencia al mismo nivel de importancia que la cabeza, a diferencia de lo que ocurre con las extremidades inferiores.

### ***3.4.2. Comparativa de lesiones***

Los resultados del análisis de la biomecánica lesional muestran que la zona tronco-abdominal puede experimentar una mayor cantidad de lesiones y de mayor gravedad (valor AIS superior) que las que pueden sufrir las extremidades inferiores. Se puede situar, por tanto, la zona del tronco al mismo nivel de gravedad que la cabeza. Dada la importancia que la zona tronco-abdominal ocupa en el atropello y que, sin embargo, no es tenida en cuenta en los ensayos de homologación de protección al peatón, se decide estudiar específicamente qué tipo de lesiones ocurren en esta región corporal, en diversidad y gravedad, y compararlas frente a las lesiones típicas en extremidades inferiores que suelen ser más leves y sí son tenidas en cuenta en la reglamentación actual.

Las lesiones más frecuentes que tienen lugar en la cabeza como consecuencia de un atropello son: fracturas craneales o traumatismos craneoencefálicos (que pueden conllevar hematomas intracraneales o lesiones en la masa cerebral), fracturas faciales y lesiones intracraneales. Estas últimas se dividen en lesiones focales (hematomas, hemorragias a nivel intracerebral y contusiones) y lesiones difusas (tales como pérdida de conciencia o lesión axonal difusa, que supone una lesión mucho más severa).

Algunas lesiones en la columna vertebral proceden del impacto directo sobre la cabeza. Las lesiones en la zona dorsal y lumbar de la columna pueden suponer grandes discapacidades si la médula resulta afectada. La mitad de las lesiones en la columna vertebral se observan a nivel alto (en las vértebras desde la C1 a la C7), pudiendo conllevar la muerte inmediata. El 34% de las lesiones en columna (vértebras desde D3 a D12) son más tolerables para la vida, pero suponen también graves secuelas. Las lesiones en la zona dorsal y lumbar de la columna puede desembocar en importantes y permanentes discapacidades si logran afectar a la zona de la médula espinal.

En las lesiones de tórax, el principal problema no deriva de su estructura ósea. De hecho, muchas de las lesiones más graves en el tórax se deben a los efectos de la deceleración



(fenómeno de mayor magnitud en vía interurbana) sobre vísceras y grandes vasos sanguíneos, los cuales no poseen la misma capacidad de resistencia que los huesos que son estructuras más rígidas. Además, las lesiones en esta zona pueden agravar las consecuencias de una lesión neurológica, ya que estas lesiones afectan a la respiración y la circulación sanguínea, creando faltas de oxígeno en el cerebro. Esta región anatómica está compuesta por una parte rígida (costillas, esternón, clavículas y columna dorsal) y otra parte mucho más sensible a las alteraciones de la velocidad constituida por órganos como el corazón y los pulmones además de grandes vasos sanguíneos. Las lesiones más frecuentes en esta zona en caso de atropello son fracturas múltiples de costillas y esternón, hemotórax, neumotórax, contusiones pulmonares y roturas de grandes vasos sanguíneos. Especial mención merecen también las llamadas lesiones torácicas cerradas (como la rotura cardíaca y los desgarros aórticos) que conllevan un porcentaje importante de las muertes por accidente de tráfico, ya que en pueden pasan inicialmente desapercibidas y son diagnosticadas demasiado tarde.

Las lesiones en abdomen y cadera, por su parte, son especialmente delicadas en mujeres, personas obesas y personas de talla baja. El abdomen es una cámara elástica con órganos entre líquidos que en caso de accidente se comporta según el Principio de Pascal, es decir, ante una presión ejercida sobre un punto se distribuye con la misma intensidad en la cavidad, de tal forma que dicha presión acaba siendo aplicada también sobre el resto de las vísceras. Por tanto, un impacto en una zona del abdomen concreta puede provocar también lesiones en otros órganos. El hígado y el bazo, órganos de tamaño grande y se encuentran llenos de sangre sin una estructura rígida que los mantenga, son de los más vulnerables. Órganos huecos (estómago o músculos abdominales) amortiguan mejor los impactos. En los niños, que son golpeados a nivel más alto debido a su menor altura, las lesiones más graves se suelen situar a nivel tronco-abdominal y cefálico (Traumatismo Cráneo Encefálico, TCE), aumentando significativamente el riesgo de muerte. Su pared abdominal es más delgada, ofreciendo así menor protección. A su vez, la posición del diafragma los hace más expuestos a lesiones de hígado y bazo. También sus costillas son más elásticas, ofreciendo menos protección aunque provocando que se fracturen menos, lo que no descarta mayor probabilidad de sufrir un mecanismo de cavitación en sus órganos.

Las lesiones en extremidades inferiores, sin embargo, suelen consistir en fracturas (fractura de pelvis, tibia, peroné, fémur, dislocación de rodilla y fractura de tobillo, entre otras lesiones) cuya gravedad más frecuente es AIS 2, con una probabilidad de sobrevivir muy superior a las lesiones típicas en zona tronco-abdominal (AIS 4).

En los atropellos, considerando todos los tipos de vía, las lesiones más comunes son: fracturas craneales (TCE), fracturas de costillas y/o esternón, hemotórax y neumotórax, contusiones pulmonares y roturas de grandes vasos sanguíneos, fracturas de pelvis, fracturas de hueso largo, lesiones de rodilla y dislocación y/o fractura de tobillo/pie. En la Tabla 3.5 se muestran estas lesiones típicas en atropello para que puedan ser comparadas en gravedad mediante el índice AIS.

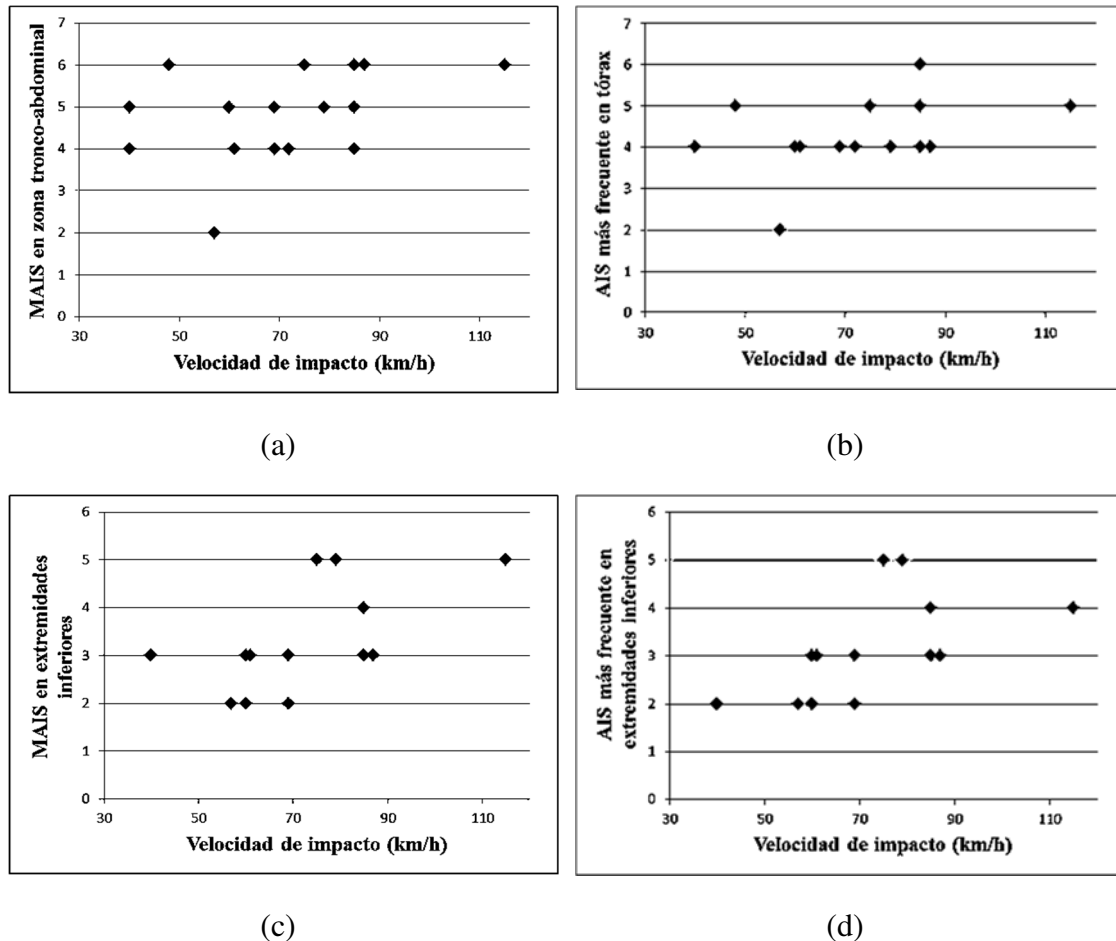
**Tabla 3.5. Comparativa de lesiones frecuentes en atropello en función de su gravedad y región corporal.**

Región anatómica	Lesión	AIS	% supervivencia
<b>Cabeza</b>	Fracturas craneales y TCE, con inconsciencia inferior a 6 horas	3	96,5
	Fracturas craneales y TCE, con inconsciencia de 6-24 horas	4	85,4
	Fracturas craneales y TCE, con inconsciencia superior a 24 horas	5	60,4
	Fracturas craneales y TCE, con grave aplastamiento	6	21
<b>Tronco-Abdominal</b>	Fractura de 2 costillas; Fractura de esternón	2	99,2
	Fractura de más de 2 costillas; Hemotórax; Neumotórax	3	96,5
	Fractura de más de 4 costillas; Hemotórax bilateral; Combinación con neumotórax	4	85,4
	Contusiones pulmonares	4	85,4
	Roturas de grandes vasos sanguíneos	5	60,4
	Aplastamiento torácico masivo	6	21
<b>EEII</b>	Fractura pélvica conminuta	3	96,5
	Fractura pélvica por aplastamiento	4	85,4
	Fractura pélvica abierta con aplastamiento	5	60,4
	Fractura de tibia; Fractura de peroné	2	99,2
	Fractura de fémur	3	96,5
	Amputación por debajo de la rodilla	3	96,5
	Amputación por encima de la rodilla	4	85,4
	Dislocación de rodilla	3	96,5
	Fractura de tobillo/pie	3	96,5

### 3.4.3. Influencia de la velocidad

Teniendo en cuenta que parte de la energía cinética que lleva un vehículo cuando atropella a un peatón es absorbida por las distintas partes de su cuerpo, se deduce que el factor más determinante en un atropello es la velocidad, seguido del tipo de vehículo. Duplicar la masa del vehículo supondría el doble de energía cinética, mientras que el doble de velocidad equivaldría a 4 veces el valor de energía cinética. De forma que, a mayor velocidad (vía interurbana), mayor riesgo de muerte. Y, a su vez, a mayor masa (vehículos pesados), mayor severidad de las lesiones. Según varios estudios [124]–[127], la probabilidad de muerte (si se consideran todas las lesiones del cuerpo en conjunto) aumenta exponencialmente con la velocidad de impacto. El riesgo a 50 km/h es más del doble del riesgo que puede suponer un impacto a 40 km/h y más de 5 veces superior que el riesgo a 30 km/h [128]. Sin embargo, en la literatura no existen muchos estudios sobre patrones de lesión en zonas específicas del cuerpo del peatón según la velocidad de impacto, sino que suelen centrarse en establecer una relación entre gravedad de lesión y

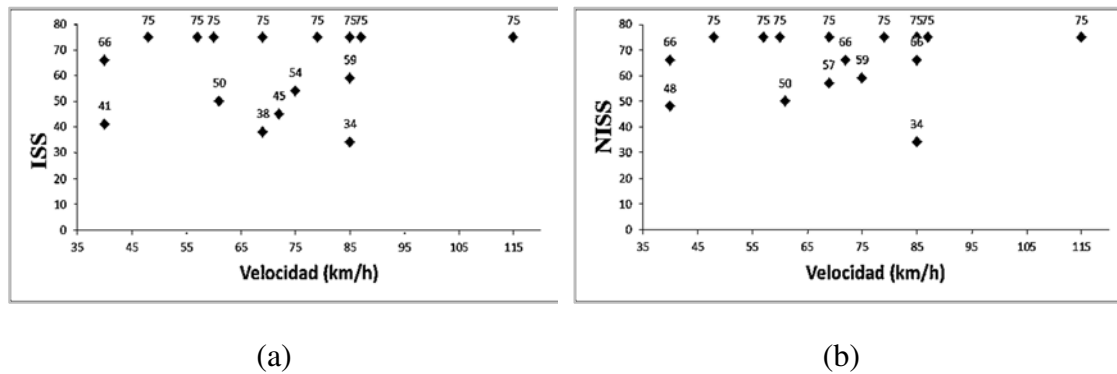
velocidad de forma general, considerando todas las regiones corporales en conjunto. Este apartado precisamente pretende suplir esta carencia, analizando cómo influye la velocidad de impacto en cada zona específica del cuerpo del peatón en caso de atropello. Para ello, se estudia la relación entre la gravedad de las lesiones y la velocidad de impacto mediante los índices AIS, MAIS, ISS y NISS.



**Figura 3.8.** Valor MAIS en zona tronco-abdominal (a), valor AIS más frecuente en tórax (b), valor MAIS en extremidades inferiores (c) y valor AIS más frecuente en extremidades inferiores (d).

Tras el análisis de la muestra, cabe destacar de nuevo lo que ocurre en la zona tronco abdominal (ver Figura 3.8 (a) y (b)). En el 93% de las lesiones se alcanza o supera el valor 4 de gravedad (el 31% corresponde a AIS 4, el 31% a valor 5, y el 31% a AIS 6). Por tanto, se puede afirmar que un atropello a velocidad superior a 40 km/h se asocia casi con total seguridad con una lesión grave con peligro para la vida en esta zona tronco-abdominal. El 60% de las lesiones que tienen lugar en el tórax son de nivel AIS 4 y el 27% de valor AIS 5. Una vez más, al analizar lo que ocurre en las extremidades inferiores (ver Figura 3.8 (c) y (d)), se observa que incluso en caso de atropello a velocidades superiores a 40 km/h, las lesiones en las piernas son de menor gravedad que las de la zona tronco-abdominal y no suponen peligro para la vida hasta que se superan los 70 km/h. El 73% de las lesiones en extremidades inferiores presenta valor AIS inferior a 4.

Por otro lado, se estudia la probabilidad de supervivencia mediante la evaluación del valor ISS y el valor NISS frente a la velocidad de impacto. Partiendo de la valoración AIS para cada lesión, se calculan los índices ISS y NISS para cada peatón. Mediante la curva del ISS [127], se asocia la magnitud de cada valor ISS o NISS con su probabilidad de supervivencia. Aunque un ISS superior a 40 ya supone un trauma de supervivencia incierta, no es hasta el valor 75 el que se asocia directamente con una lesión de nivel AIS 6 o tres lesiones de nivel 5 y, por tanto, con una probabilidad de supervivencia del 20% aproximadamente, lo que supondría una lesión mortal. El 80% de los peatones de este estudio resultan fallecidos en la realidad, el 15% son heridos graves, y el 5% heridos leves. Sin embargo, a la vista de los resultados (ver Figura 3.9), sólo el 50% alcanza un valor ISS o NISS de 75. Surge entonces la duda de si ese 30% restante de peatones podrían haber sobrevivido, ya que no alcanzaban el nivel de gravedad de lesión máxima incompatible con la vida. Se plantea si mejorando la protección al peatón en una zona frecuentemente mortal, como demuestra esta investigación, como resulta ser la zona tronco-abdominal, se podría disminuir el número de peatones fallecidos.



**Figura 3.9. Valor ISS (a) y valor NISS (b) según velocidad de impacto.**

En la gran parte de los casos de estudio, la velocidad de impacto supera los 40 km/h. Este valor umbral de velocidad de 40 km/h suele asociarse con atropellos en área urbana, ya que el límite máximo permitido en ciudad es 50 km/h. No obstante, las estadísticas demuestran que una destacable proporción de los conductores superan los límites permitidos. El 37% de los conductores afirman exceder los límites de velocidad admitidos en autopista o autovía, el 34% confirman superarlo en las vías interurbanas convencionales y el 11% en vías urbanas. Más del 40% de las multas de tráfico son debidas a exceso de velocidad [127]. De hecho, en las grandes avenidas de las ciudades, resulta común alcanzar los 60 km/h e incluso un valor superior. Una parte significativa de la muestra de datos tratada en esta investigación consiste en atropellos ocurridos en las vías interurbanas conocidas como travesías. Se trata de vías interurbanas que atraviesan zonas urbanas, por lo que los límites de velocidad permitidos en estas travesías coinciden con los de ciudad. Sin embargo, la velocidad de impacto que ha sido registrada en estos atropellos siempre ha sido superior a los 50 km/h. De forma que los resultados extraídos en esta investigación podrían ser aplicados tanto a área urbana como interurbana.

Uno de los objetivos de esta tesis consiste en establecer patrones de lesión en un atropello según la velocidad de impacto. Es por esta razón por la que las lesiones de los atropellos de la muestra disponible fueron clasificadas en ocho regiones anatómicas: cabeza, cara, cuello, tórax, abdomen, columna, extremidades superiores y extremidades inferiores. Para así, poder establecer qué regiones eran más frecuentemente dañadas y en qué nivel de gravedad de acuerdo a la velocidad a la que había tenido lugar cada atropello. Previamente a determinar los patrones de lesión, los atropellos de la muestra fueron clasificados en cuatro niveles de velocidad de impacto: inferior a 40 km/h, entre 40 y 60 km/h, entre 60 y 80 km/h y, finalmente, por encima de 80 km/h. La distribución de lesiones en las diversas zonas corporales según la velocidad a la que se había producido el siniestro vial, permitió obtener la biomecánica lesional del atropello según la velocidad. De esta forma, se puede analizar en detalle cómo influye la velocidad en la severidad de lesión en cada área corporal específica.

La muestra de lesiones se analiza estadísticamente en función de cuatro medidas estadísticas de tendencia central. Entre estas medidas se encuentran: la media, la media ponderada, la moda y la mediana. La media aritmética consiste en sumar todos los valores y dividirlo entre el número de sumadores. Sin embargo, este parámetro tras ser analizado en la muestra de datos, obteniendo la media de los valores AIS para determinar el valor medio de la gravedad de lesión en cada una de las regiones anatómicas según cada nivel de velocidad, se observa que no proporciona un valor aceptable ya que cuanto menos homogéneos sean los datos de la muestra, menos información proporciona este parámetro estadístico. Por lo que se considera que no resulta útil basarse en la información de la media para determinar los patrones de lesión buscados en este caso. Además, la media se ve muy afectada por los valores extremos de la muestra, lo que hace que infravalore la gravedad de las lesiones o incluso las sobreestime en determinados casos. Por todo ello, se decidió estudiar la muestra de atropellos utilizando la media ponderada. En este caso, se observó que resultaba útil otorgar pesos o valores a la diferente gravedad de lesión dependiendo de su relevancia en la probabilidad de supervivencia del peatón para cada valor específico de AIS. Se considera que la media ponderada es el parámetro que permite proporcionar resultados más realistas en cuanto a patrones de lesión en un atropello. Sin embargo, cabe recordar que la escala AIS sólo utiliza valores enteros para categorizar la gravedad de una lesión.

Con el fin de conocer la frecuencia de impacto, se decidió utilizar el parámetro estadístico de la moda para así conocer el valor de gravedad de lesión más repetido en la muestra de atropellos diferenciando entre las diversas partes anatómicas. Por último, se utilizó la mediana estadística que determina un valor de gravedad que deja por debajo de sí a la mitad de los datos, una vez que éstos han sido ordenados de menor a mayor. Ocupa la posición central de la muestra. Este parámetro no se ve afectado por la dispersión de datos. De hecho, es más representativo que la media aritmética cuando se trata de una población bastante heterogénea. El valor de la mediana se muestra en los patrones de lesión de esta muestra mediante la utilización de diagramas de cajas y bigotes, que definen la mediana en el límite del segundo cuartil. Por medio de estos diagramas se puede

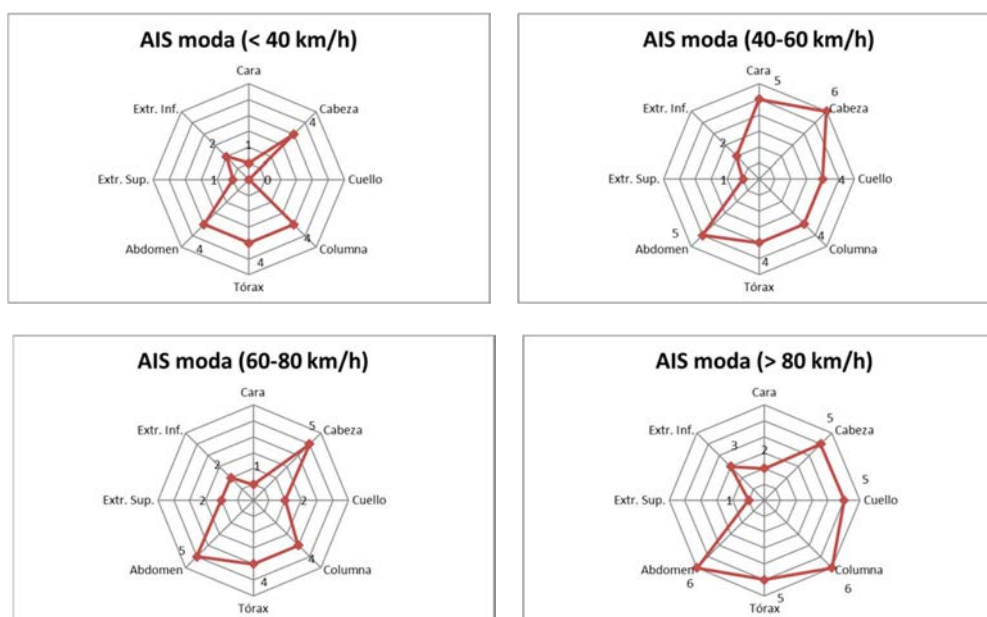
observar más detenidamente la distribución de lesiones de la muestra de atropellos analizada. De forma que, si la mediana no se encuentra en el centro del rectángulo, la distribución no será simétrica.

En la Figura 3.10 se pueden observar los valores de severidad de lesión más frecuentes obtenidos según la zona corporal en la que se sitúa el daño y según la velocidad a la que tiene lugar el atropello. Para velocidades de impacto inferiores a 40 km/h, las lesiones que ocurren con mayor frecuencia alcanzan un valor AIS menor o igual a 4. Este valor se corresponde con una lesión grave con peligro para la vida. Este umbral de gravedad AIS 4 se repite en la cabeza, el tórax, la columna y el abdomen del peatón. Sin embargo, una de las zonas más frecuentemente golpeadas en caso de atropello, las extremidades inferiores, alcanzan un valor típico de gravedad de lesión muy inferior, concretamente AIS 2 (que pertenece a una lesión moderada).

Para una velocidad de impacto comprendida entre 40 y 60 km/h, la gravedad de lesión típica de la muestra de datos aumenta significativamente en la cabeza, incluso hasta niveles incompatibles con la vida (AIS 6). Las lesiones en la cabeza provocan que aumente en consecuencia la gravedad de las lesiones sufridas en la cara y el cuello. Además, destaca el incremento de lesión en el abdomen. Esta zona llega a alcanzar valores AIS 5 (lesiones críticas, con supervivencia incierta). Esto puede ser debido a los efectos de la deceleración en caso de impacto, que se hace mucho más evidente que en el anterior nivel de velocidad analizado. Se debe tener en cuenta que las lesiones en los órganos internos del abdomen son generadas por este mecanismo lesional. Sin embargo, las extremidades inferiores siguen manteniendo valores de severidad de lesión muy inferiores (AIS 2).

En el rango de velocidad entre 60 y 80 km/h, se puede observar que no existen diferencias significativas con respecto al patrón de lesión mostrado en el anterior nivel de velocidad. La severidad de las lesiones experimentada en la cabeza y el abdomen del peatón continúan destacando, alcanzando valores de gravedad típicos de AIS 5. Por otro lado, el tórax y la columna mantienen como valor más frecuente AIS 4 (grave con peligro para la vida). Asimismo, las lesiones en las extremidades inferiores continúan siendo moderadas con respecto a las otras zonas del cuerpo.

El incremento de severidad de lesión más notable se produce en el salto del nivel de 60-80 km/h al siguiente (velocidades superiores a 80 km/h). En consecuencia, este umbral de velocidad de impacto es considerado crucial para la supervivencia del peatón. Para velocidades superiores a 80 km/h, la velocidad resulta tan alta que tanto la cabeza, como el cuello y el tórax alcanzan frecuentemente lesiones críticas (AIS 5) de supervivencia incierta. Además, las lesiones más frecuentes observadas en la columna y el abdomen a este último nivel de velocidad estudiado están asociadas directamente con la muerte del peatón. Mientras tanto, las extremidades inferiores aumentan un nivel su gravedad de lesión más frecuente, hasta AIS 3, asociado con lesiones graves pero que en general no suponen peligro para la muerte.



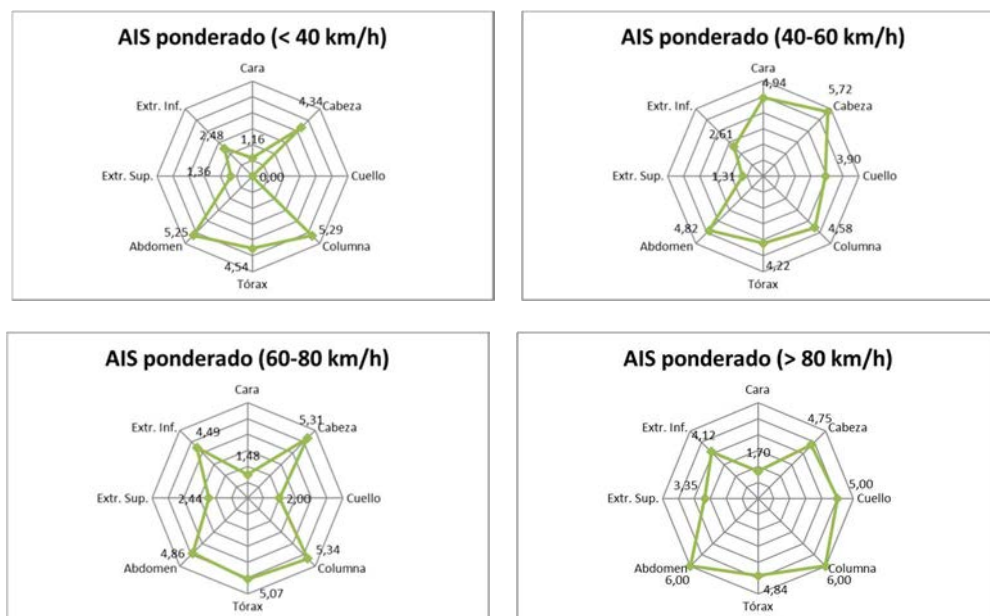
**Figura 3.10. Gravedad de lesión AIS más frecuente en las diferentes regiones anatómicas según la velocidad de impacto.**

Si, en lugar de la moda estadística de la muestra, se analiza la media ponderada de los valores de gravedad de lesión de los distintos atropellos (ver Figura 3.11), pueden observarse diferencias en los resultados. De esta forma, todos los diversos valores de la muestra de datos son tenidos en cuenta y no sólo los valores de gravedad más frecuentes. En este caso, se consideran las diferentes probabilidades de supervivencia asociadas con los distintos valores AIS. Por tanto, se asigna un peso diferente a cada valor de gravedad de la muestra. Nuevamente, la muestra está dividida en función de la región anatómica en la que está localizada cada lesión y acorde a la velocidad a la que tuvo lugar cada atropello específico. La principal diferencia observada se encuentra en una mayor severidad de lesión con respecto a los valores AIS de la moda estadística.

En este caso, para una velocidad inferior a 40 km/h, el abdomen del peatón (AIS=5,25) y la columna (AIS=5,29) resultan más dañados que la cabeza (AIS=4,34) y el tórax (AIS=4,54). Las extremidades inferiores registran lesiones moderadas (AIS=2,48). Mientras que si la velocidad del atropello se sitúa entre 40 y 60 km/h, los valores de la media ponderada del AIS de la muestra de datos observados son similares a los obtenidos con la moda estadística para este nivel de velocidad. No obstante, las lesiones en el tórax (AIS=4,22) y, en particular, en la columna (AIS=4,58) se encuentra subestimadas en el análisis de la moda estadística (AIS=4).

Si la velocidad de impacto se sitúa entre 60 y 80 km/h, se observa un notable incremento en la severidad de lesión observada en la columna (AIS=5,34) y el tórax (AIS=5,07) respecto al valor AIS 4 registrado si sólo se tiene en cuenta el valor de gravedad de lesión más frecuente. Por otro lado, si la velocidad del atropello supera los 80 km/h, los valores de severidad de lesión se encuentran próximos a los observados en la moda estadística para este nivel de velocidad. Sin embargo, se registra un significativo aumento de

gravedad de lesión si la lesión se localiza en las extremidades inferiores para más de 80 km/h (AIS=4,12) además del observado también en el anterior nivel de velocidad (AIS=4,49) con respecto a los valores obtenidos en el análisis de la moda estadística de la muestra, donde se observaban valores en esta zona equivalentes a AIS 2 y AIS 3, respectivamente.

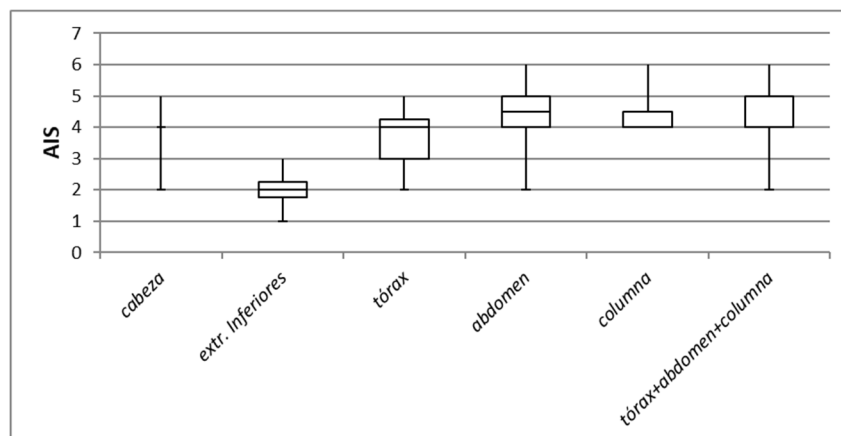


**Figura 3.11. Gravedad de lesión AIS ponderado en las diferentes regiones anatómicas según la velocidad de impacto.**

Con el objetivo de mostrar con mayor claridad la distribución de los datos de severidad de lesión de la muestra de atropellos, se incluyen a continuación una serie de diagramas de cajas y bigotes, donde se diferencia entre las diversas regiones anatómicas y según los cuatro niveles de velocidad analizados.

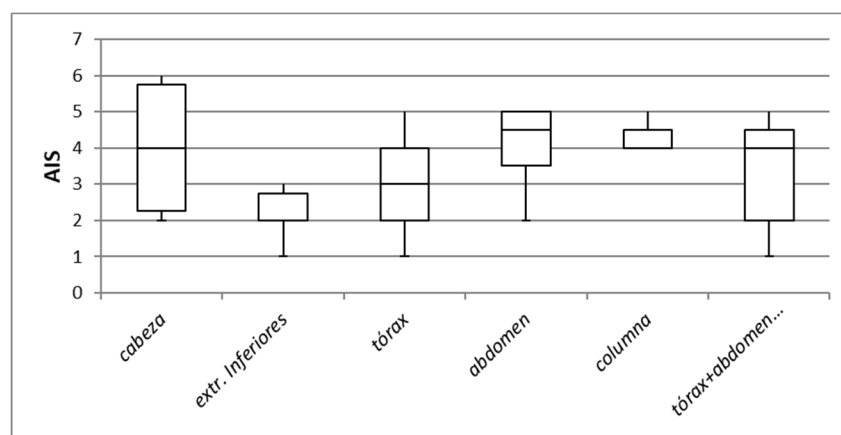
Si el atropello ocurre a una velocidad inferior a los 40 km/h (ver Figura 3.12) y la cabeza sufre alguna lesión, ésta se considerará grave y podría suponer peligro para la vida en el 75% de los casos. El mismo nivel de severidad de lesión ( $AIS \geq 4$ ) se podría alcanzar en el 50% de los casos si la lesión se sitúa en la zona del tórax, mientras que si la lesión se localiza en el abdomen, aumentaría la probabilidad de sufrir este nivel de gravedad hasta el 75% de los casos. Debe ser recalcado que la columna se asocia casi con total seguridad con una lesión AIS igual o superior a 4. Mientras tanto, las extremidades inferiores también destacan pero de una forma opuesta, ya que en esta zona no se alcanzan lesiones graves con peligro para la vida (AIS 4) en ningún caso. Por tanto, en este nivel de velocidad, las lesiones sufridas en las extremidades inferiores no supondrían peligro para la vida del peatón bajo ninguna circunstancia. Si se consideran el tórax, el abdomen y la columna como una única zona a estudiar (zona torso-abdominal), esta velocidad de impacto puede causar lesiones críticas (AIS 5 y 6) en el 25% de los casos.





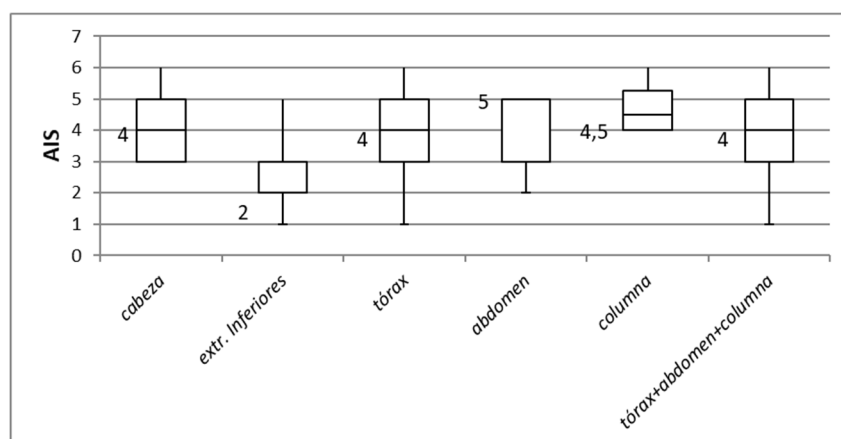
**Figura 3.12. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto inferior a 40 km/h.**

En el segundo nivel de velocidad analizado (entre 40 y 60 km/h) (ver Figura 3.13), las lesiones observadas en las extremidades inferiores continúan teniendo valores AIS inferiores a 4 en todos los casos. En este nivel de velocidad, se muestra una distribución más amplia de la muestra de datos y, por tanto, una mayor variedad de valores AIS en las diferentes regiones anatómicas. Esto puede ser debido a que una proporción significativa de los atropellos analizados se sitúan en este nivel de velocidad. Destaca, que este rango de velocidades está asociado con una probabilidad del 100% de sufrir lesiones graves con peligro para la vida ( $AIS \geq 4$ ) en la columna. Además, la cabeza y el abdomen muestra una severidad de lesión superior o igual a 4 en más de la mitad de los casos.



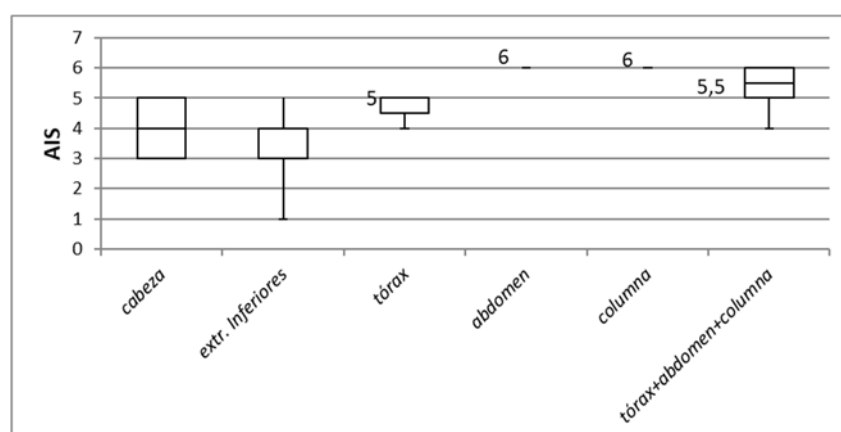
**Figura 3.13. Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto comprendida entre 40 y 60 km/h.**

Si la velocidad de impacto se sitúa entre 60 y 80 km/h (ver Figura 3.14), el porcentaje de lesiones críticas ( $AIS \geq 5$ ) asociado a sufrir en la cabeza, tórax, columna y abdomen aumenta significativamente, de tal forma que en más del 25% de los casos se podría observar una lesión de estas características en estas zonas. Además, es precisamente en este rango de velocidades donde las extremidades superiores pueden resultar graves con peligro para la vida ( $AIS \geq 4$ ) en el 12% de los casos.



**Figura 3.14.** Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto comprendida entre 60 y 80 km/h.

Finalmente, si el atropello ocurre a más de 80 km/h (ver Figura 3.15), las lesiones que puede experimentar el peatón son fatales casi con total certeza, especialmente si la lesión se da en el abdomen o en la columna.



**Figura 3.15.** Distribución de severidad de lesión (AIS) en las diferentes regiones anatómicas a velocidad de impacto superior a 80 km/h.

Si se considera la zona torso-abdominal conjuntamente, cuando la velocidad es superior a 80 km/h, el 75% de los atropellos se asocian con una lesión crítica (AIS 5 y 6). En este rango de velocidad, incluso las extremidades inferiores pueden implicar peligro para la supervivencia del peatón en el 25% de los casos.

#### ***3.4.4. Influencia de la edad***

En la muestra de datos analizada, el grupo de peatones atropellados más numeroso (40,91%) corresponde al grupo de edad con más de 65 años. Mientras que el 27,27% corresponde a peatones con edades comprendidas entre 25 y 64 años, y el 31,82% pertenece a peatones entre 15 y 24 años. No existen datos en esta muestra de atropellos a peatones con edades inferiores a 15 años.

Los atropellos en los que están involucrados peatones con edad avanzada muestran una tendencia significativamente superior a presentar lesiones graves e incluso fatales, comparado con los atropellos a peatones del resto de grupos de edad [129]. Esta susceptibilidad a sufrir lesiones más severas es debida principalmente a una menor tolerancia al impacto de su sistema esquelético debido a que conforme aumenta la edad del peatón, aumenta la fragilidad de sus huesos que a su vez se vuelven menos elásticos [130]. El riesgo de lesión grave aumenta de forma considerable a partir de los 65 años en el peatón [131].

### ***3.4.5. Influencia del tipo de vehículo***

En la muestra analizada, el tipo de vehículo implicado en el atropello pertenece mayoritariamente al grupo de turismos con un 65%. Los vehículos categorizados como todoterreno suponen el 15% de la muestra, al igual que las furgonetas que coinciden en este porcentaje. Mientras que los camiones o vehículos pesados están representados en un 5% de la muestra.

Existe una alta influencia del tipo de vehículo en la severidad de lesión que puede experimentar un peatón tras un atropello [132]. Un ejemplo sería el casi doble riesgo que suponen los vehículos tipo SUV en comparación con los turismos [133]. La masa del vehículo resulta fundamental en las colisiones de vehículos. Sin embargo, se trata de un factor menos importante en los atropellos debido a la disparidad de masa que existiría igualmente en un atropello entre la masa del vehículo y la del peatón. De forma que, el incremento de mortalidad en los atropellos en los que está implicado un SUV es debido fundamentalmente a la geometría de su frontal y, por tanto, a la diferente fuerza que se establece en el primer impacto con el viandante [134].

La categoría de vehículo también determina la trayectoria post-impacto que puede experimentar el peatón tras el impacto y, en consecuencia, influye en el tipo y gravedad de lesiones que puede sufrir el peatón. Estas diferentes tipologías de atropello en lo que respecta a la dinámica del peatón se exponen en el siguiente apartado.

### ***3.4.6. Trayectoria post-impacto del peatón***

La secuencia de eventos que tiene lugar en un atropello sigue un patrón común en la gran mayoría de los casos acorde a determinados parámetros clave del peatón y del vehículo. Sólo bajo limitadas circunstancias, este patrón se ve modificado. Dependiendo de la posición del primer punto de impacto y, en particular, de la posición del centro de gravedad del peatón respecto al parachoques y borde delantero del capó, se pueden distinguir cinco tipologías básicas de trayectorias post-impacto en un atropello a un peatón [13], [14] (ver Figura 2.10):

- Trayectoria de envolvimiento
- Proyección hacia delante
- Volteo sobre la aleta

- Volteo sobre el techo
- Salto mortal

Estas cinco trayectorias ya fueron descritas en el apartado 2.2.2 *Tipologías de atropellos*.

Este apartado estudia las lesiones más frecuentes que el peatón sufre según la trayectoria post-impacto que experimente. Dado que este estudio ha detectado que la zona tronco-abdominal es una región anatómica relevante en la probabilidad de supervivencia del peatón, serán enfatizadas aquellas configuraciones que más afectan a esta área corporal.

A mayor velocidad (como ocurre en vía interurbana), existe mayor probabilidad de que el tipo de trayectoria post-impacto que experimenta el peatón sea de tipo semivolteo o volteo y, con ello, mayor es la probabilidad de sufrir lesiones más graves en cabeza y tronco. Por su parte, el diseño del frontal de los vehículos pesados (conformado generalmente por un panel recto) provoca que el cuerpo del peatón sea proyectado hacia delante. Esta trayectoria supone lesiones localizadas principalmente en la zona del torso, ya que ésta es la primera región corporal que entra en contacto con el vehículo en caso de que el vehículo implicado en el atropello sea de este tipo. En turismos, sin embargo, esta conducta post-impacto (proyección hacia delante) no suele ser común, salvo en el caso de niños y adultos de baja estatura donde el centro de gravedad del cuerpo suele estar cercano al punto de impacto.

El contacto del tórax con el vehículo en un atropello suele darse en el segundo impacto en el resto de trayectorias post-impacto (envolvimiento, volteo sobre la aleta y semivolteo). Cabe resaltar que esta región corporal golpea, en ese momento, con una de las zonas más duras del vehículo, los elementos situados bajo el capó. En niños, suele hacerlo con la parte delantera del vehículo o borde del capó. Esto se traduce, en general, en una mayor gravedad de las lesiones de la zona tronco-abdominal respecto de las extremidades inferiores que impactan en un primer momento con el parachoques del vehículo, compuesto por elementos cuyo objetivo es absorber energía en el impacto. Sin menospreciar, con ello, las lesiones en las piernas situadas mayoritariamente entre tobillo y rodilla, así como tampoco las lesiones en la zona del fémur y pelvis al chocar contra el borde del capó.

En la muestra de atropellos estudiada, el 28% experimenta trayectoria de envolvimiento, el 17% proyección hacia delante, el 16% volteo sobre la aleta, el 28% volteo sobre el techo y salto mortal, y en el 11% el cuerpo fue arrollado por el vehículo. Gran parte de la muestra son turismos, por lo que la trayectoria de envolvimiento debería ser más frecuente. No obstante, se confirma que al aumentar la velocidad de impacto, superior a 40 km/h, la trayectoria de volteo sobre el techo y salto mortal aumenta considerablemente. Destaca también la tasa de proyección hacia delante y volteo sobre la aleta, relacionada con un panorama de lesión centrado en la zona superior del cuerpo. Igualmente merece mención el porcentaje de arrollamiento del peatón por el vehículo, que en ciudad no suele darse y que está asociado en este estudio con un aplastamiento torácico masivo.

### ***3.4.7. Carencias en ensayos de homologación en materia de protección al peatón***

El Reglamento (CE) nº 78/2009 [121] reúne los requisitos de homologación de los vehículos en materia de protección a los peatones y demás usuarios vulnerables de la vía pública. En su anexo I se dan los límites máximos (factor HIC, desplazamiento y ángulo de flexión de la rodilla, aceleración de la tibia, fuerzas de impacto, etc.) que pueden ser alcanzados en los ensayos. Las normas de desarrollo de los ensayos se describen en el Reglamento (CE) nº 631/2009 [135] junto con los detalles constructivos de los impactadores. Las características de los ensayos requeridos en dicha normativa ya han sido descritas en el apartado 2.5.2 *Homologación de vehículos en materia de protección al peatón*.

La reglamentación encargada de verificar la protección que ofrece un diseño de vehículo al peatón en caso de atropello sólo tiene en cuenta la cabeza y las extremidades inferiores. De hecho, la gran mayoría de las investigaciones realizadas sobre protección a los usuarios vulnerables se centran en las lesiones sufridas en la cabeza [136] y las piernas [137]. Sin embargo, la zona tronco-abdominal sólo se analiza en homologación en caso de colisión frontal y lateral entre dos vehículos y, por tanto, únicamente si se trata del ocupante del vehículo. Esta investigación ha verificado que, efectivamente, la cabeza es una región severamente afectada en caso de atropello. Ello confirma la necesidad de comprobar en homologación si los parámetros de lesión de la cabeza se encuentran dentro de los límites admisibles. No obstante, los diferentes análisis llevados a cabo en este estudio demuestran que en caso de atropello, la zona tronco-abdominal del peatón influye significativamente en la probabilidad de supervivencia y, por tanto, en la probabilidad de muerte al mismo nivel de gravedad de lesión que la cabeza. La zona tronco-abdominal está asociada con total seguridad con una lesión grave con peligro para la vida (AIS 4) cuando la velocidad de impacto es superior a 40 km/h. Sin embargo, la reglamentación actual no evalúa el nivel de protección que ofrece un vehículo en el torso de un peatón. Mientras que las extremidades inferiores, que sí son evaluadas en homologación, presentan niveles muy inferiores en gravedad desde el punto de vista de probabilidad de fallecer. Es cierto que las lesiones en las piernas pueden provocar grandes discapacidades que, a su vez, pueden suponer elevados costes económicos (los accidentes de tráfico en España suponen más del 1% del PIB) además de la importante disminución de calidad de vida. Las lesiones de las extremidades inferiores son la causa más frecuente de limitación funcional durante el siguiente año al siniestro vial en Europa [29]. No obstante, tampoco se puede obviar que la gravedad de las lesiones más frecuentes en extremidades inferiores es AIS 2 (lesión moderada), valores muy inferiores a los alcanzados en cabeza y tronco. Por tanto, las heridas sufridas en las piernas no son decisivas en la probabilidad de muerte del peatón.

Los resultados obtenidos en esta investigación han sido comparados con estudios previos. Otras investigaciones [138], [139] confirman los resultados aquí obtenidos así como

también lo hacen estadísticas de otros continentes. Por ejemplo, según datos globales de accidentes ocurridos en Japón durante el año 2010 [140], las principales regiones afectadas en caso de fallecimiento son la cabeza y el tórax. En Europa, las lesiones en grandes vasos sanguíneos y las lesiones internas son asociadas con los riesgos más altos de fallecimiento. Además, las lesiones torácicas y en la columna vertebral muestran el riesgo más alto de peligro para la vida [29]. Esto se justifica en que el tórax contiene órganos vitales para la circulación de la sangre y la respiración. De hecho, lesiones ocurridas en esta zona agravan las consecuencias de, por ejemplo, una lesión neurológica ya que pueden crear interrupciones en el suministro de oxígeno al cerebro. De ahí, la enorme importancia que juega esta parte corporal en la probabilidad de supervivencia tras un accidente de tráfico.

Una revisión de la literatura [141] concluyó que las lesiones de los peatones debidas al impacto con el entorno eran menos severas que las debidas al impacto directo con el vehículo. Con esto en mente, la mejor forma de mejorar la protección del usuario vulnerable sería impulsar al fabricante a diseñar vehículos menos peligrosos para el peatón. En consecuencia, si la reglamentación referida a homologación impusiese como nuevo requerimiento de diseño a los fabricantes el aumento de la protección al torso del peatón ante el impacto contra el capó (por ser ésta una de las zonas que más agravan las lesiones en tórax y abdomen), esta medida estaría asociada con una disminución significativa tanto del número de peatones fallecidos como de heridos.

Como conclusión general a la vista de los resultados y teniendo en cuenta las altas cifras de usuarios vulnerables fallecidos, se deduce que los ensayos actuales de homologación necesitan ser revisados, ya que no reflejan fielmente el atropello que puede darse en la realidad, infravalorando con ello las lesiones que puede sufrir el peatón en caso de impacto con un vehículo. Surge entonces la necesidad de plantear un procedimiento de ensayo que permita evaluar la protección del peatón en la zona tronco-abdominal del peatón, así como también se plantea la opción de verificar si parámetros de lesión en esta reglamentación vigente que evalúa el daño en la cabeza y en las extremidades inferiores son suficientes y adecuados para verificar si el diseño de un vehículo cumple con las expectativas mínimas de protección en usuarios vulnerables de la vía pública. La consecución de este objetivo es lo que marca el desarrollo restante de esta tesis doctoral.

También debe ser contemplado que los actuales ensayos de homologación están diseñados para los vehículos tipo turismo y son llevados a cabo a 40 km/h. Pero el tipo de vehículo puede contribuir enormemente a la trayectoria post-impacto del peatón y, con ello, al patrón de lesión y el riesgo de probabilidad de supervivencia. De hecho, los peatones golpeados por vehículos tipo SUV y furgonetas tienen aproximadamente el doble de probabilidad de sufrir un traumatismo craneoencefálico, torácico, y heridas abdominales. Además, el factor más determinante en un atropello es la velocidad. En esta investigación, se ha demostrado que aumentar la velocidad por encima de 40 km/h desencadena trayectorias post-impacto asociadas con un notable aumento de fracturas craneales, gravedad de los traumatismos craneoencefálicos, así como un considerable aumento del número de costillas fracturadas, hemotórax, neumotórax, contusiones

pulmonares y rupturas de grandes vasos sanguíneos. Por todo ello, se propone también optimizar la finalidad de los ensayos de homologación incorporando diferentes niveles de velocidad a la que realizar los tests. Unido a todo lo anterior, se debería verificar, en caso de que el tipo de vehículo a ensayar sea distinto a turismo, si los parámetros de lesión son los idóneos o sería necesario añadir otros. Puesto que el impacto con un vehículo diferente puede conllevar patrones de lesión que afecten a otras partes del cuerpo del peatón diferentes a las afectadas si el vehículo implicado fuese un turismo.





## Capítulo IV

# 4. Análisis del ensayo virtual

Entre los factores que influyen en un accidente de tráfico es indiscutible la influencia del vehículo como elemento que puede incrementar o reducir el riesgo de la situación. Dada la alta letalidad del atropello, los sistemas de seguridad que protegen al peatón cobran una especial importancia. Sin embargo, los ensayos de homologación de estos sistemas de protección al viandante implican en la mayoría de los casos sucesivos experimentos reales enormemente costosos (tanto en tiempo como económicamente) y generalmente se trata de ensayos destructivos. Cabe recordar entonces el poder que representan las herramientas informáticas en la industria actualmente, y en especial en la del automóvil. Hoy en día, resulta impensable el diseño de un vehículo o de uno de sus sistemas de seguridad sin la presencia de un ensayo virtual. Estos “laboratorios virtuales” están adquiriendo cada vez mayor presencia. De hecho, este tipo de ensayos apuntan a establecerse como una alternativa de sustitución futura a los ensayos reales. Esto ha hecho plantearse tanto a los responsables legislativos como a los propios fabricantes la posibilidad de comprobar si los vehículos cumplen con las exigencias mínimas de seguridad mediante técnicas de simulación.

El estudio europeo IMVITER (*IMplementation of Virtual TEsting in safety Regulations*) [142], que pretendía asentar los ensayos virtuales en el ámbito de la normativa de la seguridad, concluyó que a pesar de que la técnica de simulación no es capaz de sustituir los ensayos físicos a fecha de hoy, los ensayos virtuales sí aportan beneficios claros en casos en los que se llevan a cabo ensayos repetitivos. La tecnología ha demostrado ser especialmente útil en ensayos que acarrear costes elevados. Por otro lado, la Directiva Europea 2007/46/CE, que incluye los requisitos técnicos para la homologación de los vehículos, en su anexo XVI plantea la posibilidad de que un fabricante utilice ensayos virtuales siempre que aporte toda la documentación necesaria que justifique y valide el modelo.

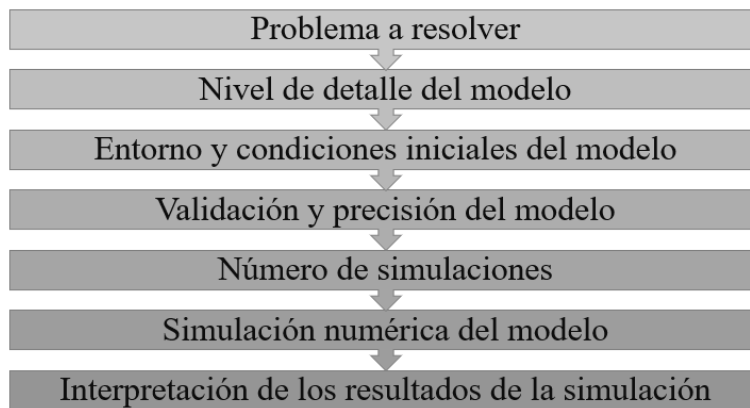
No obstante, a pesar de que muchos de estos ensayos proporcionan resultados muy cercanos a la realidad, cabe recordar que no dejan de ser una aproximación. De forma que aún queda mucha investigación por delante para establecer los métodos, condiciones y criterios necesarios para asegurar la fiabilidad de este tipo de ensayos. Por esta razón, en este capítulo se plantea un primer boceto de procedimiento de ensayo virtual que

represente la realidad de un atropello con el fin de poder establecer unas primeras hipótesis sobre la viabilidad de que los ensayos de homologación de los sistemas de protección al peatón puedan ser llevados a cabo en un laboratorio virtual. Además, el análisis de los resultados obtenidos a partir de este primer boceto de ensayo de un atropello virtual y su comparación con resultados obtenidos de ensayos experimentales disponibles en la literatura permitirá verificar si el modelo virtual planteado aquí y las simplificaciones y condiciones adoptadas en él representan fielmente la realidad, y asegurar así una validación teórica de las posteriores simulaciones que se llevarán a cabo a lo largo del resto de esta tesis doctoral.

Previamente a este análisis de viabilidad de los ensayos de homologación virtuales en materia de protección al peatón, en este capítulo se incluyen una serie de condiciones iniciales a tener en cuenta en cualquier simulación. Se justifica, además, la elección del tipo de modelo virtual empleado en el desarrollo de este trabajo, y se detalla el proceso a seguir en la preparación de la simulación de un atropello especificando los parámetros de entrada, condiciones de contorno y parámetros de salida.

#### 4.1. Consideraciones en un ensayo virtual

Resulta imprescindible establecer, en primer lugar, ante una simulación biomecánica, las etapas fundamentales que se deben seguir en el proceso. Estas etapas se pueden definir tratando de responder a una serie de preguntas específicas [143] que se resumen en la siguiente figura.



**Figura 4.1. Plan de trabajo a seguir en una simulación.**

Se debe tener claro en qué consiste el problema que se plantea, ahondar en el conocimiento del sistema que se pretende analizar. Ésta es la única forma de orientar el proceso de modelado y ayuda a definir qué tipo de modelo se necesita y cómo y con qué herramientas de software se va a simular.

El desarrollo del modelo virtual para una simulación biomecánica consiste en traducir las entidades biológicas y su entorno en una analogía mecánica en forma de ecuaciones dinámicas. La geometría de los modelos de vehículos se puede obtener a través de

programas CAD. Por otro lado, la mayor complejidad del cuerpo humano hace que, en simulaciones biomecánicas de colisiones de vehículos, se parta de modelos humanos virtuales previamente desarrollados y validados por investigadores que tienen acceso a información biomecánica mucho más detallada y difícil de conseguir.

Según el nivel de detalle y el objetivo que se busque, el siguiente paso consistirá en decidir qué tipo de modelo se va a utilizar. En el caso que nos ocupa, se deberá decidir entre elegir modelos de elementos finitos (donde el proceso de mallado será determinante) o modelos multicuerpo. Posteriormente, se debe describir el entorno del modelo biomecánico, bajo qué condiciones iniciales y de contorno se encuentra.

No se debe olvidar que el proceso de modelado siempre implica una simplificación de la realidad. Este grado de simplificación determinará la complejidad del modelo en cuanto a tipo y número de ecuaciones. Por tanto, previamente a ejecutar la simulación biomecánica objeto de estudio, el modelo virtual debe ser validado según las especificaciones y el objetivo para el que fue diseñado. Un modelo se considera válido cuando sus resultados son capaces de describir adecuadamente el fenómeno que se pretende estudiar. La validación del modelo puede hacerse a través de simulaciones de casos simples cuya solución analítica ya se conoce, o bien a través de datos experimentales existentes. El número de simulaciones dependerá de la variabilidad considerada en el modelo. Podrían utilizarse técnicas de Diseño de Experimentos (DoE) para reducir el número de simulaciones.

Una parte esencial de cualquier software de simulación es el integrador, es decir, la parte encargada de resolver las ecuaciones del modelo a lo largo del tiempo de la simulación. Su función consiste en mover repetidamente las variables del modelo un instante de tiempo hacia delante. Los modelos de simulación se expresan generalmente en forma de ecuaciones diferenciales, y para cada tipo de ecuación existen métodos de integración específicos. Los algoritmos de integración calculan la solución en el tiempo  $t+\Delta t$  asumiendo las soluciones en instantes de tiempo anteriores siguiendo dos enfoques distintos: de forma explícita o implícita [144]. En esta tesis, se hará uso de un software de integración explícita (ANSYS LS-DYNA). La principal ventaja es que permite solucionar cada paso temporal localmente, sin tener para ello que solucionar un sistema de ecuaciones que involucra todos los grados de libertad. Su inconveniente radica en que suele necesitar pasos de tiempo demasiado pequeños. En cambio, la formulación implícita resuelve un sistema de ecuaciones que involucra todos los grados de libertad, lo que hace que este método sea costoso, y aunque pueden dar pasos de tiempo grandes para encontrar la solución antes, el coste de cada uno de estos pasos es mucho mayor que en los métodos explícitos, de forma que el costo computacional aumenta considerablemente necesitando mayor memoria y velocidad de procesado en el ordenador.

El software de simulación es capaz de generar gran cantidad de datos, de forma que raramente los resultados de una simulación producen una única respuesta o solución [143]. Por tanto, se debe tener especial cuidado en la interpretación de los resultados de una simulación.

#### 4.1.1. Verificación y validación del modelo virtual

Las simulaciones hechas por ordenador permiten simular la realidad considerando un elevado número de variables y, por tanto, las diferencias entre el modelo virtual y el modelo real son cada vez menores. Sin embargo, para poder realizar los modelos matemáticos es necesario partir de los modelos reales y de los ensayos a los que son sometidos, ya que algo imprescindible en todo modelo virtual es su validación. En este apartado, se define la hoja de ruta a seguir para considerar un modelo virtual válido para poder ser utilizado en un método virtual de ensayos de homologación en materia de protección al peatón. Esta guía para la verificación y validación de un modelo computacional está basada en las recomendaciones hechas por la Sociedad Americana de Ingenieros Mecánicos ASME (*American Society of Mechanical Engineers*) que constituyó un comité para desarrollar normas que permitiesen evaluar la exactitud y fiabilidad de modelos computacionales [145].

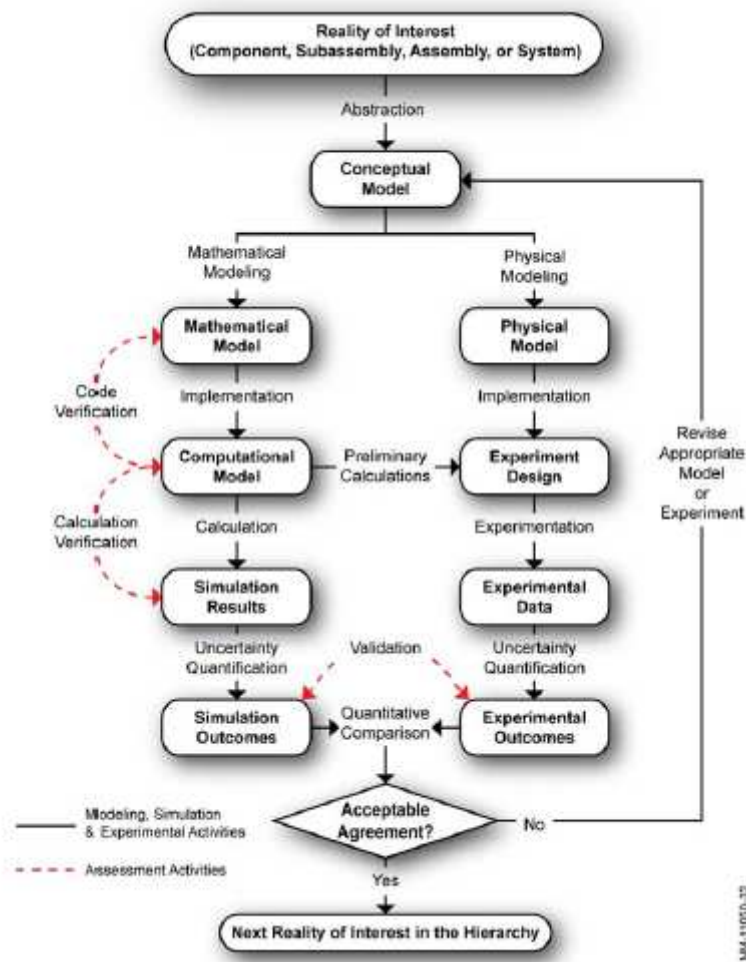


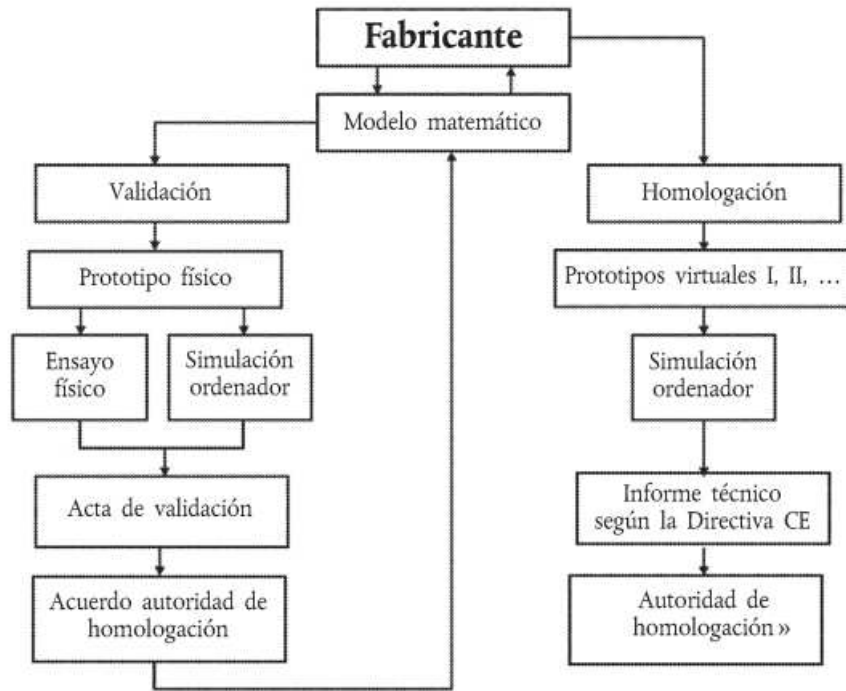
Figura 4.2. Actividades de verificación y validación de un modelo virtual [145].

Previamente a la fase de modelado, debe ser identificado el problema de interés, es decir, qué sistema físico concreto necesita ser modelado y qué se desea conocer con él. El modelo conceptual debe representar el comportamiento mecánico del problema de

interés. Una vez definido el modelo conceptual, se procede a definir el modelo matemático (ecuaciones matemáticas, condiciones iniciales y de contorno, y valores que permiten modelar el modelo conceptual). Finalmente, se obtendría el modelo computacional que consiste en la implementación numérica del modelo matemático, generalmente en forma de discretización numérica, la definición del algoritmo de solución y el criterio de convergencia. Una vez definido el modelo computacional, éste ya estaría preparado para ser simulado o resuelto, comparando posteriormente sus resultados con los obtenidos de ensayos experimentales para así validar el modelo.

Se debe distinguir entre la fase de verificación y la fase de validación del modelo virtual (ver Figura 4.2). La verificación consiste en determinar si el modelo computacional representa con precisión el modelo matemático y su solución, comprobando que la discretización del modelo es precisa comparando el modelo computacional con una recolección de una serie de evidencias del fenómeno físico que se quiere analizar. Dado que la solución discreta es una aproximación de la solución analítica, el objetivo de la verificación es estimar la cantidad de incertidumbre atribuida al proceso de discretización. Mientras que la validación consiste en determinar el grado con el cual un modelo se puede considerar una buena representación del mundo real y, por tanto, su objetivo es evaluar la capacidad de predicción del modelo computacional. Esta evaluación se consigue mediante la comparación de los resultados que proporciona el modelo virtual con los obtenidos en ensayos experimentales.

En el caso que nos ocupa, la homologación virtual, ésta fue aceptada mediante el Reglamento (UE) n° 371/2010 [146] que reemplaza los anexos V, X, XV y XVI de la Directiva europea de homologación 2007/46/CE. En este reglamento, se incluye una lista de actos reglamentarios en lo que el testado virtual está permitido junto con una serie de condiciones generales requeridas en los métodos de ensayo virtuales para asegurar el mismo nivel de confianza en los resultados que si se tratase del correspondiente ensayo físico convencional.



**Figura 4.3. Proceso de validación virtual según Reglamento (UE) No.371/2010 [146].**

Este reglamento divide el proceso de ensayo virtual en dos partes: por un lado, el proceso de validación del modelo y, por otro lado, el proceso de ensayo virtual de homologación (ver Figura 4.3). Previamente a la utilización del modelo virtual en un posible ensayo de homologación virtual, el modelo matemático debe ser validado. Para ello, el prototipo físico deberá ser ensayado experimentalmente y comparar sus resultados con los obtenidos de una simulación hecha por ordenador en la que se haya utilizado el modelo virtual planteado como representación del prototipo físico. Si esta comparación se encuentra dentro del rango admitido del criterio de validación, dicho modelo virtual podrá ser utilizado en un posterior ensayo virtual para verificar si el vehículo cumple o no los requisitos de homologación pertinentes.

#### ***4.1.2. Incertidumbres en ensayos virtuales***

Teniendo en cuenta que un modelo virtual se obtiene de la discretización de un modelo conceptual, siempre se tratará de una aproximación del sistema físico que se pretende representar. Por tanto, siempre existirá una cierta diferencia entre el modelo matemático y el modelo analítico. En consecuencia, en un modelo virtual se pueden identificar diferentes fuentes de incertidumbre [147]:

- *Incertidumbres asociadas a la fase de modelización conceptual:* debidas a la abstracción del escenario físico y la falta de conocimiento del sistema. Entre las de mayor peso destacan las relacionadas con las dimensiones del modelo y las propiedades del material. En los ensayos de homologación virtuales, sería el fabricante el encargado de proporcionar el modelo virtual del vehículo, por lo que

se asume que esta fuente de incertidumbres debería ser baja. No obstante, en el informe de verificación que se necesitaría en un proceso de homologación virtual, el fabricante debería evaluar y cuantificar estas incertidumbres para justificar que el modelo virtual representa fielmente el modelo físico de vehículo que se pretende homologar.

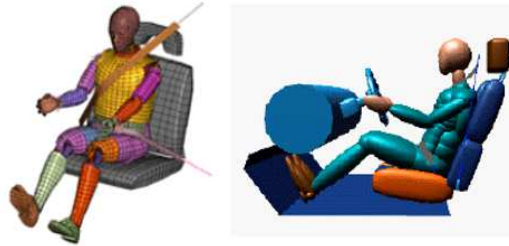
- *Incertidumbres asociadas a la fase de modelización matemática:* debidas a las ecuaciones de conservación de la masa, del momento y de la energía, debidas a las condiciones iniciales y de contorno que se se necesiten para poder resolver las ecuaciones en derivadas parciales. El establecimiento de las condiciones iniciales y de contorno sería la fuente de incertidumbre más importante. En los ensayos de homologación virtuales, esta incertidumbre estaría asociada al establecimiento de la velocidad inicial de impacto, el posicionamiento del impactador o dummy respecto de la parte delantera del vehículo, y los ángulos de impacto, principalmente.
- *Incertidumbres asociadas a la fase de discretización:* debidas a la conversión del modelo continuo al modelo discreto en la simulación por el método de los elementos finitos. Por tanto, pueden ser debidas a la elección del tipo de elemento o su tamaño en el proceso de mallado del modelo. Esta fuente de incertidumbre puede verse reducida si previamente al ensayo virtual se realiza un ensayo de sensibilidad del tamaño de malla. El tipo de malla dependerá sobre todo de la geometría del modelo de vehículo.
- *Incertidumbres asociadas a la fase de programación:* comprende la fase de elaboración del código de implementación del método de elementos finitos. Esta fase convierte los procedimientos de los algoritmos y la solución, definidos en la fase previa, en un programa de ordenador. La principal fuente de incertidumbre es la debida a errores humanos en la programación.
- *Incertidumbres asociadas a la fase solución numérica:* debidas a la convergencia de los resultados o al redondeo computacional.
- *Incertidumbres asociadas a la fase de representación de resultados:* debidas, principalmente, al paso del problema discreto al continuo, así como también debidas a la interpolación de datos.

En lo que respecta a las incertidumbres asociadas a la fase de programación, estas incertidumbres no serán tenidas en cuenta en los ensayos virtuales de homologación propuestos en esta tesis doctoral, puesto que el programa a utilizar (ANSYS LS-DYNA) está suficientemente probado y cualquier error en la programación del software sería fácilmente detectado dada la enorme cantidad de usuarios que presenta este programa de elementos finitos.

## 4.2. Elección del tipo de modelo virtual

Los modelos virtuales pueden ser clasificados en función del tipo de modelización empleada. Por un lado, se encuentran aquellos que utilizan el método de los elementos finitos y, por otro lado, se encuentran los que están basados en sistemas multicuerpo. En

qué consiste cada una de estas dos opciones de modelización ya ha sido explicado en el apartado 2.4.3 *Modelos matemáticos-virtuales*.



**Figura 4.4. Comparación entre modelo de elementos finitos y modelo multicuerpo.**

En esta tesis doctoral se ha optado por utilizar modelos de elementos finitos dado que este método de modelización permite resultados de gran exactitud mediante la simplificación de modelos complejos. Además, actualmente los modelos de elementos finitos se consideran los modelos con el mayor potencial de mejora en términos de precisión. El elevado número de grados de libertad considerados en estos modelos los convierte en los modelos más costosos desde el punto de vista computacional. Sin embargo, el constante incremento de la potencia de cálculo de los ordenadores facilita el uso de estos modelos. La aplicabilidad de estos modelos permite cubrir un gran número de condiciones de carga o ensayo, así como considerar una amplia variedad de modelos humanos de estudio junto con un abanico más amplio de posibles parámetros de estudio. Dada la complejidad del análisis de las consecuencias de un atropello, se considera por tanto que este tipo de modelización es la idónea para el objetivo buscado en este trabajo.

En los modelos multicuerpo el nivel de discretización es mucho menor, y suelen ser utilizados en estudios donde los datos que se pretenden obtener son, fundamentalmente, fuerzas de contacto, aceleración, velocidad o posición de los diferentes cuerpos.

No obstante, se pueden obtener modelos virtuales tanto de peatones como de vehículos en ambos tipos de modelización (modelos de elementos finitos o modelos multicuerpo). De igual forma, para la resolución de las simulaciones se pueden encontrar programas de elementos finitos y programas multicuerpo. En esta tesis doctoral, se ha utilizado el programa ANSYS LS-DYNA, un código de elementos finitos de propósito general desarrollado por la empresa LSTC (*Livermore Software Technology Corporation*), que permite diferentes tipos de análisis y es utilizado ampliamente en la industria del automóvil. Dispone de librerías con diferentes tipos de materiales, o elementos para incluir en los diseños, además de disponer de un módulo específico para aplicaciones de automoción. Permite realizar simulaciones de una amplia variedad de escenarios de atropellos.

Aunque ésta ha sido la elección en este trabajo, es posible utilizar otras opciones para realizar la simulación de un atropello. Todo dependerá del objetivo buscado y del problema concreto que se pretenda analizar. El software MADYMO (*MAThematical DYnamic MOdels*), por ejemplo, permite combinar modelos de elementos finitos y



multicuerpo y dispone, además, de una amplia biblioteca de elementos como barreras deformables, airbags y crash test dummies que pueden ser utilizados en las simulaciones. Por otro lado, se encuentran los programas centrados en la reconstrucción de los accidentes de tráfico como PC-Crash, muy utilizado por los expertos en reconstrucción de siniestros viales, peritos de seguro o judiciales, miembros de la Policía o el ERAT (Equipo de Reconstrucción de Accidentes de Tráfico) de la Guardia Civil. Posee una amplia base de datos de vehículos, y la posibilidad de reproducir diferentes escenarios, tanto urbanos como interurbanos. Además, PC-Crash incluye un módulo de multicuerpo MADYMO.

En lo que respecta al modelo de peatón utilizado en la simulación del atropello, éste puede estar representado bien por un dummy de cuerpo completo, o bien por un impactador que simule la región específica cuyo daño se quiere conocer. Existen diferentes modelos de dummy, dependiendo de la tipología de ensayo que se quiera analizar. No obstante, uno de los modelos de peatón más utilizados es el *Hybrid III*, por ello éste será el modelo de dummy de cuerpo completo elegido en este trabajo. Se optará por su modelo virtual de elementos finitos. Sus características principales, su instrumentación y los diferentes tamaños de dummy que se pueden encontrar de la versión de peatón de este dummy, se describen en el apartado *2.4.3.1 Características de los modelos de virtuales de peatón*. En cuanto a los impactadores, actualmente existen simuladores de cabeza, de muslo y cadera, y de la parte inferior de la pierna. De igual forma, sus características principales e instrumentación han sido descritas en el citado apartado.

En esta tesis también se pretende comparar los resultados de gravedad de lesión obtenidos utilizando un dummy de cuerpo completo frente a los que se obtendrían si en su lugar, el modelo de peatón fuese representado por un impactador con la forma de una región anatómica aislada (como, por ejemplo, un impactador de cabeza o un impactador de pierna). Con este fin, en el apartado *5.1.2 Comparación de resultados utilizando como modelo de peatón un impactador de cabeza* y el apartado *6.1.3 Comparación de resultados de gravedad de lesión utilizando un impactador de pierna y un dummy de cuerpo completo* se comparan diversas simulaciones realizadas para analizar la influencia de diferentes factores en las lesiones. En dicha comparación de resultados, son tenidas en cuenta tanto las simulaciones llevadas a cabo con el modelo de impactador específico como aquellas otras en las que se ha utilizado un dummy de cuerpo completo. Se han utilizado dos impactadores en dicha comparación, el de cabeza y el de pierna, ambos en su versión de modelo virtual de elementos finitos. El objetivo es verificar si con ambos modelos de peatón (impactador y dummy) se obtienen las mismas conclusiones, y determinar así si ambos modelos pueden utilizarse indistintamente en cualquier simulación de atropello, o bien determinar en qué casos sería más recomendable utilizar un modelo frente al otro. También cabe tener en cuenta las principales ventajas e inconvenientes de cada uno de estos sistemas para determinar en qué casos sería más conveniente la utilización de un dummy completo y en qué otros la utilización de un impactador de pierna.

Los impactadores son más económicos, lo que facilita su adquisición por laboratorios de investigación. Además, son utilizados por la normativa para los ensayos de homologación en materia de protección al peatón. También son utilizados por Euro NCAP. Su principal ventaja es que en los ensayos con impactadores se conoce con antelación el punto de impacto, mientras que en el caso de un dummy resulta mucho más complicado saber en qué punto exacto impactará, por ejemplo, la cabeza del peatón sobre el capó del vehículo. Aunque los impactadores son menos precisos que los dummies, sí son capaces de recopilar datos imprescindibles como fuerzas y aceleraciones, para después compararlos con los niveles de tolerancia conocidos del cuerpo humano, y conocer así las lesiones que se producirían. Únicamente existen tres tipos de impactadores para ensayos de atropellos que representan la cabeza, la zona del muslo y la pelvis, y finalmente, la zona del fémur y la tibia. La razón por la que únicamente se emplean estos tipos de impactadores es porque representan las zonas del cuerpo que se ven más frecuentemente afectadas. A pesar de que con este tipo de ensayos la información está muy limitada, ya que se está simplificando un proceso tan complejo como es el atropello de un peatón, puede ser suficiente para los fines que se pretenden. Son ensayos relativamente sencillos, los equipos necesarios no son extremadamente sofisticados y el espacio requerido para llevar a cabo las pruebas es reducido en lo que respecta a los modelos físicos.

Por otro lado, los ensayos realizados a escala real con dummies, pueden ser considerados como las pruebas más completas, ya que permiten simular un atropello teniendo en cuenta muchas más variables. Además, la información que puede ser obtenida es más completa que con los ensayos basados en impactadores, dado que junto con la biomecánica lesional del peatón se puede conocer también la cinemática del atropello. Esto es, se puede conocer qué partes del cuerpo del peatón colisionan con el vehículo o con el suelo. Cuando se emplean impactadores, no es posible estudiar las lesiones en el cuerpo completo. Esto es debido a que los dummies albergan una mayor instrumentación en su interior y, por tanto, permiten un mayor conocimiento sobre el atropello. Algunos de los avances tecnológicos en la protección de peatones en vehículos no serían posibles sin la realización de estos ensayos a escala real. Como principales inconvenientes, los dummies de escala real requieren de instalaciones más grandes y complicadas en el caso de los modelos físicos, son más caros y sus ensayos son más complejos, así como el análisis de los resultados resulta más laborioso. No obstante, ante una simulación de atropello virtual, se considera que la utilización del dummy ofrece una mayor cantidad de información, así como un abanico más amplio de posibilidades de estudio. La principal diferencia que existiría en una simulación sería una mayor complejidad y tiempo de simulación en el caso del dummy frente al del impactador. Esto conllevaría la necesidad de equipos informáticos con mayores requerimientos y prestaciones, además de una mayor complejidad en el análisis de resultados.

### 4.3. Preparación de la simulación

Este apartado se centra en la metodología que se debe seguir para preparar una simulación virtual de un atropello utilizando el método de los elementos finitos. Se describen los programas utilizados, los parámetros de entrada, las condiciones de ensayo y los parámetros de salida que serán tenidos en cuenta en las simulaciones de atropellos que se realizarán a lo largo de esta tesis doctoral.

#### 4.3.1. Fases de la simulación y software herramienta

Aunque el orden de los pasos o la interfaz del software pueden variar en función del programa de elementos finitos que se elija para llevar a cabo la simulación, un análisis mediante un modelo matemático de elementos finitos sigue unas pautas generales (que van a ser descritas en este apartado). Los diferentes pasos a seguir se dividen en tres fases:

- *Preprocesado*: en esta etapa se introduce el modelo CAD que se quiere ensayar y se definen las propiedades de los materiales que componen dicho modelo. Asimismo, en esta fase se determinan las cargas y la zona de aplicación de éstas junto con las condiciones de contorno y/o posibles restricciones que pueda haber. Además, se establecen los posibles contactos que puedan existir entre las diferentes partes que componen el modelo. Finalmente, se realiza un mallado de la geometría para discretizar el modelo y poder así simplificar las ecuaciones que permiten aproximar su comportamiento al que tendría en la realidad. El proceso de mallado es de suma importancia, ya que realizar esta fase sin criterio podría implicar soluciones que no representen la realidad.
- *Procesado*: es la fase donde se realiza la simulación propiamente dicha, es decir, engloba todo el proceso de cálculo por el método de los elementos finitos para generar las soluciones. Este proceso estará basado en la selección del tipo de análisis de la estructura. Puede tratarse de un análisis estático si las cargas no varían con el tiempo o lo hacen muy lentamente, o bien puede tratarse de un análisis dinámico, donde las inercias no podrían ser despreciadas.
- *Post-procesado*: el proceso de la simulación finaliza con esta etapa en la que se visualizan y se obtienen los resultados y, que permite, por tanto, la representación y análisis de éstos, para así poder extraer conclusiones sobre el problema planteado al inicio de la simulación.

Previamente a la fase de preprocesado, se necesita hacer uso de programas de diseño asistido por ordenador (*software CAD (Computer Aided Design)*) para modelar las diferentes partes que componen la estructura del vehículo. En este trabajo, se ha utilizado el software CAD *Solid Edge* versión 19 para dar forma a los distintos modelos de vehículos utilizados.

En todas las simulaciones llevadas a cabo a lo largo de esta tesis doctoral se ha utilizado el software LS-PrePost para las fases de preprocesado y post-procesado. Mientras que el

software utilizado para resolver el problema planteado mediante el método de los elementos finitos ha sido ANSYS LS-DYNA.

LS-PrePost ha sido proporcionado por la empresa LSTC (*Livermore Software Technology Corporation*) [148]. Se trata de un pre y post-procesador que puede ser utilizado como interfaz con ANSYS LS-DYNA, que permite preparar la simulación y analizar posteriormente los resultados que dicha simulación pueda generar.

LS-DYNA [111] es uno de los programas de simulación explícita más usados, capaz de simular la respuesta de materiales sometidos a cargas severas durante cortos periodos de tiempo, como puede ser el caso de un atropello. Permite el análisis no lineal por el método de elementos finitos mediante la integración de tiempo explícito. Esto hace que no necesite un sistema trivial de ecuaciones en cada paso de tiempo reduciendo el tiempo computacional de los métodos implícitos.

#### 4.3.2. Parámetros de entrada y condiciones de ensayo

En este apartado se describe el proceso a seguir para configurar la simulación. En esta etapa se definen principalmente las características del modelo, los parámetros de entrada, las condiciones de contorno y/o restricciones del modelo, y se seleccionan los parámetros de salida de la simulación cuyos valores necesitan ser analizados. En la Figura 4.5 se muestra el esquema general de los pasos que se deben seguir para preparar la simulación de un atropello específico.

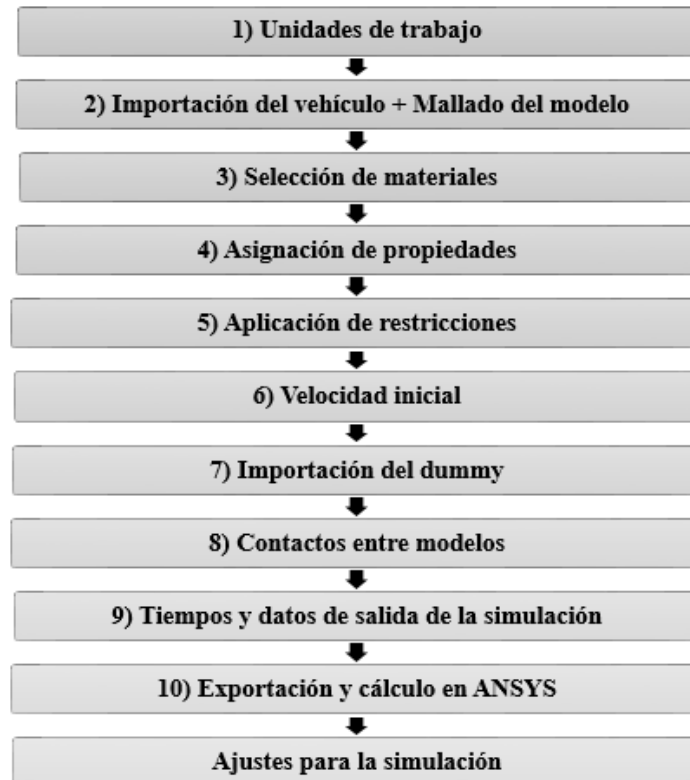
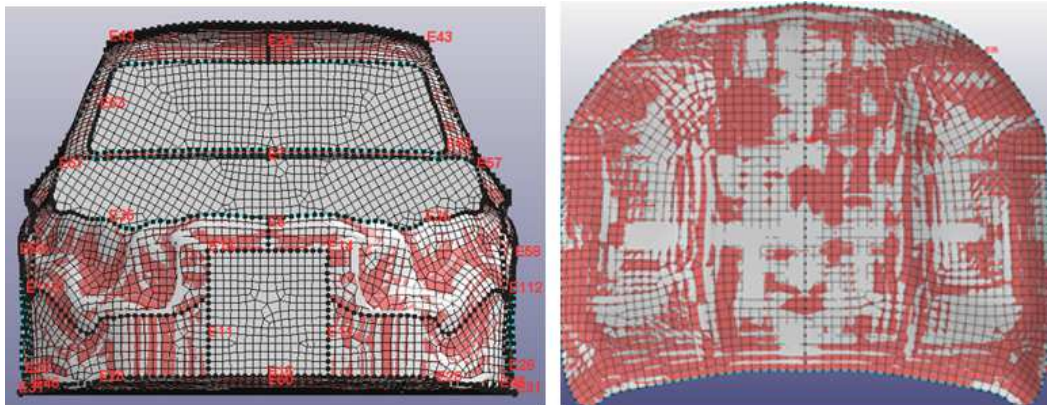


Figura 4.5. Hoja de ruta para preparación de la simulación.

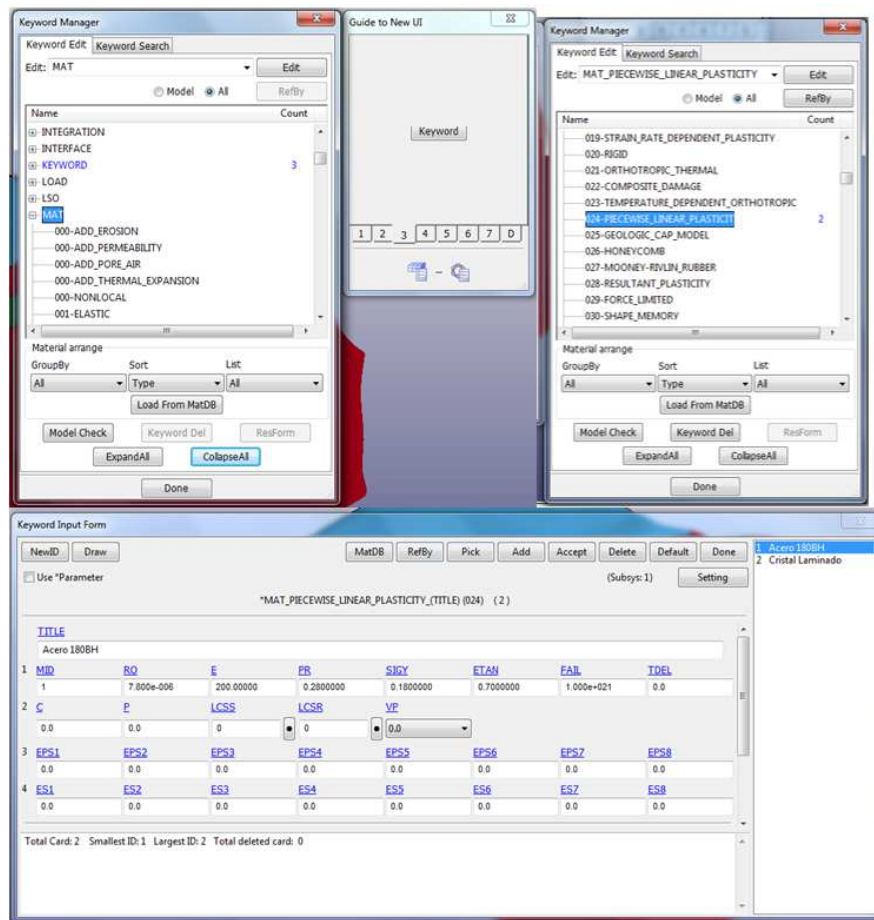
A lo largo de este apartado se incluirán algunas figuras que representan fases de la etapa de preparación de la simulación con el programa utilizado en esta investigación (LS-PrePost) con el fin de guiar y facilitar la descripción de los diferentes pasos que se deben seguir para llevar a cabo la simulación con éxito.

En primer lugar y para poder interpretar correctamente tanto los datos como los resultados se deben definir las unidades con las que se va a trabajar. Una vez establecidas las unidades, se puede pasar a la siguiente fase en la que se pretende importar el modelo CAD del vehículo a ensayar en el programa que sirve de preprocesador de la simulación (en este caso, LS-PrePost). Para asegurar la compatibilidad de formato con los programas basados en el método de los elementos finitos, se debe partir de un archivo IGES (*Initial Graphics Exchange Specification*) en el programa CAD de diseño del modelo. En esta segunda fase, y una vez que se ha importado el modelo CAD del vehículo, se procede al mallado del modelo. Cada una de las partes que componen el modelo del vehículo debe ser mallada de forma independiente para así evitar mallados incorrectos en determinadas superficies, además de poder aplicar cargas correctamente. Se debe prestar especial cuidado en la elección de los parámetros del mallado, especialmente en el tamaño de malla y el tipo de elemento. Los valores de estos parámetros dependerán de la forma del modelo específico del vehículo. El archivo generado (archivo *.k* (LS-DYNA *Keyboard File*) en el caso de LS-PrePost) tras el mallado de la estructura permitirá conocer las deformaciones o tensiones a las que se ve sometido el modelo durante la simulación, guardando información de todos los nodos y elementos creados con el proceso de mallado.



**Figura 4.6. Mallado del modelo de vehículo y detalle del mallado del capó.**

En la tercera fase se seleccionan los materiales, es decir, se definen las propiedades mecánicas que rigen cada una de las estructuras del modelo importado. En general, los programas de elementos finitos incorporan amplias bibliotecas de materiales. En esta fase, también se debe introducir el valor del espesor de las chapas que forman el vehículo.



**Figura 4.7. Fase de selección de materiales en LS-PrePost.**

Una vez que se han definido las propiedades de los materiales y el tipo de elemento, en la cuarta fase se debe asignar el material que corresponda a cada una de las partes que componen el modelo del vehículo (parabrisas, capó, parachoques, faros delanteros, traviesa, etc.). En los modelos utilizados en esta tesis doctoral, la parte del parachoques se ha considerado también con el material del resto de la carrocería, para evaluar la protección al peatón en el peor de los casos (por ejemplo, si no impactase contra un material absorbente, estuviese defectuoso o presentase mayor rigidez de la debida) para así mantener los resultados siempre en el lado de la seguridad. En esta fase, también debe asignarse la masa del modelo. En los modelos utilizados a lo largo de esta investigación, aunque se ha modelado sólo la parte delantera del vehículo ya que es la implicada en el atropello (reduciendo así la complejidad de la simulación y, por tanto, ahorrando tiempo computacional), se ha considerado toda la masa del vehículo completo para realizar cálculos realistas de energía y fuerzas que intervendrían en caso de impacto con un peatón, asegurando una correcta resolución del sistema matemático donde la masa juega un papel determinante en las ecuaciones que lo integran.

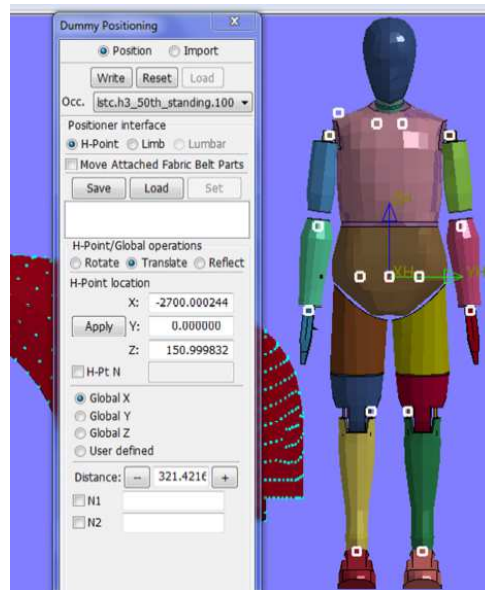
En la quinta fase, se procede a definir las restricciones y/o condiciones de contorno impuestas en el modelo, especificando el número de grados de libertad. En el caso que nos ocupa, el atropello a peatones, se restringen todos los grados de libertad excepto el de

traslación del vehículo referido al eje longitudinal del automóvil sobre el que se aplica la velocidad, que marcaría el sentido normal de circulación. En aquellos casos, donde se evalúe el sistema de seguridad pasiva del capó activo, se permitirá también que el capó se mueva en dirección vertical.

En la sexta fase, se establece la velocidad inicial del modelo, es decir, se define la velocidad con la que impactará el vehículo sobre el cuerpo del peatón (dummy o impactador). En las simulaciones llevadas a cabo en esta tesis doctoral, el dummy o impactador se encuentra estático, y será el vehículo el que posea la velocidad previa al impacto. No obstante, en los ensayos realizados para estudiar la severidad de lesión utilizando un impactador simulador de torso, y en aquellos en los que se ha utilizado un impactador simulador de cabeza, la velocidad inicial ha sido asignada al impactador y no al vehículo, tal y como ocurre en los ensayos de homologación. Resulta evidente que la velocidad se asignará únicamente en aquellos ejes en los que esté permitido el movimiento. Por ejemplo, en el modelo de vehículo, la velocidad sólo se asignará en el eje horizontal que coincide con el eje longitudinal del vehículo y en el sentido de marcha hacia delante. Se debe prestar especial atención en la introducción de la magnitud adecuada de velocidad según las unidades de trabajo que fueron definidas en la primera fase.

En la séptima fase se importará el modelo de peatón. En las simulaciones realizadas en esta tesis, tanto los modelos de impactadores como los dummies han sido proporcionados por la empresa LSTC, por lo que estos modelos virtuales de peatón ya se encuentran en un formato de archivo compatible (archivo *.k*) con el software utilizado en el preprocesado de la simulación (LS-PrePost). Estos modelos han sido proporcionados junto con una documentación específica en la que se recogen los procesos de prueba y calibración que validan dichos modelos virtuales y aseguran su aproximación al comportamiento real del peatón en caso de impacto. Además, adjuntan una serie de recomendaciones del fabricante para realizar la importación de estos modelos en un programa de elementos finitos con éxito. Por ejemplo, en el caso de los dummies de LSTC se debe aplicar un offset de 1.000.000 para evitar conflictos con los nodos, elementos o piezas asignados al modelo del vehículo previamente introducido. Con ello, también se facilita la etapa de post-procesado de la simulación y análisis de resultados a la hora de seleccionar la diferente instrumentación que incorpora el dummy para conocer la severidad de lesión de cada una de las diversas regiones anatómicas.

El dummy o impactador debe ser posicionado respecto a la parte delantera del vehículo según las características del escenario de atropello concreto que se persiga analizar. La traslación del dummy o impactador en la interfaz del programa de elementos finitos se realiza respecto de su eje global y de la posición conocida como punto H, que varía según el modelo de dummy o impactador y que viene detallado en su documentación. En las simulaciones realizadas, aunque los neumáticos no han sido modelados, sí se ha tenido en cuenta su altura para situar tanto el dummy o impactador como el modelo del vehículo respecto al nivel de referencia del suelo. El dummy también puede rotar para ser posicionado de forma lateral o de espaldas a la parte delantera del vehículo.



**Figura 4.8.** Ejemplo de posicionamiento del dummy respect del frontal del vehículo en LS-PrePost.

En la octava fase de la etapa de preprocesado de la simulación, se establecen los contactos que podrían darse entre el modelo de vehículo y el modelo de peatón. Las condiciones que rigen los contactos varían en función de los tipos y tamaños de los elementos que pueden interactuar. Previamente, se deben agrupar los conjuntos a colisionar para que estén bien diferenciados. Por un lado, el modelo de vehículo y, por otro lado, el modelo de peatón. Posteriormente a esa separación previa de conjuntos a impactar, se selecciona el tipo de contacto que puede darse entre ambos modelos. En las simulaciones aquí realizadas, se ha seleccionado el contacto *AUTOMATIC\_SINGLE\_SURFACE*.

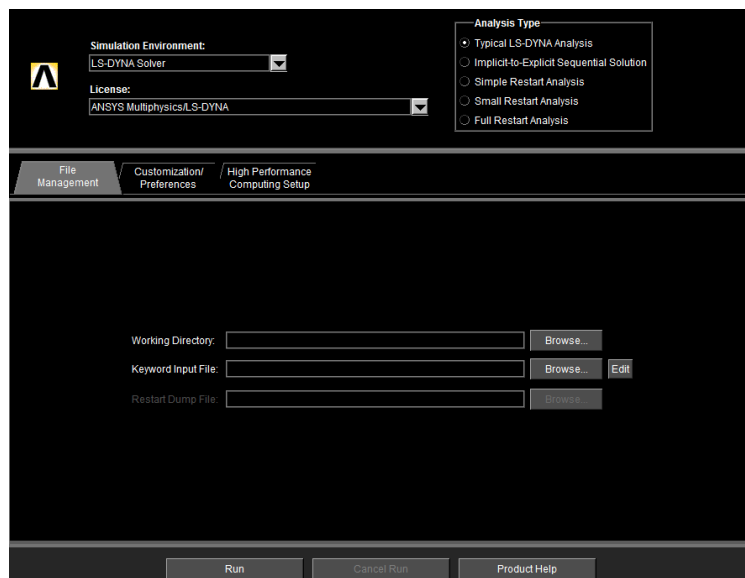
La novena fase trata de configurar las diferentes opciones de salida de la simulación. Es importante seleccionar sólo aquellas opciones (tiempos y datos de salida) que sean realmente necesarias para el objetivo de estudio concreto que se pretenda en cada simulación para así poder ahorrar tiempo de cálculo innecesario. No obstante, se debe seleccionar un tiempo de simulación lo suficientemente largo para poder ser capaz de registrar los momentos críticos, sin que llegue a ser excesivo y sólo se aporte información relevante en los resultados de la simulación.

Se puede añadir una fase de ajustes de la simulación para ajustar determinados parámetros en función de las características del atropello que se pretende analizar. También estos ajustes dependerán del programa que se esté utilizando. Por ejemplo, para velocidades de impacto superiores a 50 km/h, LS-PrePost recomienda modificar el valor de determinados parámetros (como *TSSFAC* del control de tiempo de paso de la simulación). Recomienda, además, un valor concreto para el factor de reducción del tiempo inicial para determinar el paso mínimo, y conseguir así que los tiempos de muestreo se reajusten para evitar situaciones de volúmenes negativos por traspaso de superficies delimitadas por nodos, por otros nodos de la superficie con la que se entra en contacto. Así como también recomienda determinadas configuraciones para evitar conflictos con el nodo del pecho



del dummy por razones de geometría en el impacto entre costillas, partes blandas interiores de la caja torácica y otros elementos. Por lo que resulta interesante, para poder evitar posibles fallos de simulación, consultar la documentación y recomendaciones específicas de cada programa de elementos finitos antes de llevar a cabo cualquier simulación.

Finalmente, la etapa de preprocesado concluye con la exportación del archivo al programa de elementos finitos que se encargará de resolver el modelo matemático planteado mediante la simulación (en este caso, ANSYS LS-DYNA). Se debe consultar la documentación de referencia de cada programa específico para guardar el archivo que se exportará en la versión adecuada. Por ejemplo, en el caso de LS-PrePost recomienda guardar los archivos *.k* en la versión *V970*, ya que favorece el procesamiento con superficies con grandes deformaciones y poco espesor susceptibles de sufrir apariciones de volúmenes negativos que provoquen el fallo temprano de la simulación.



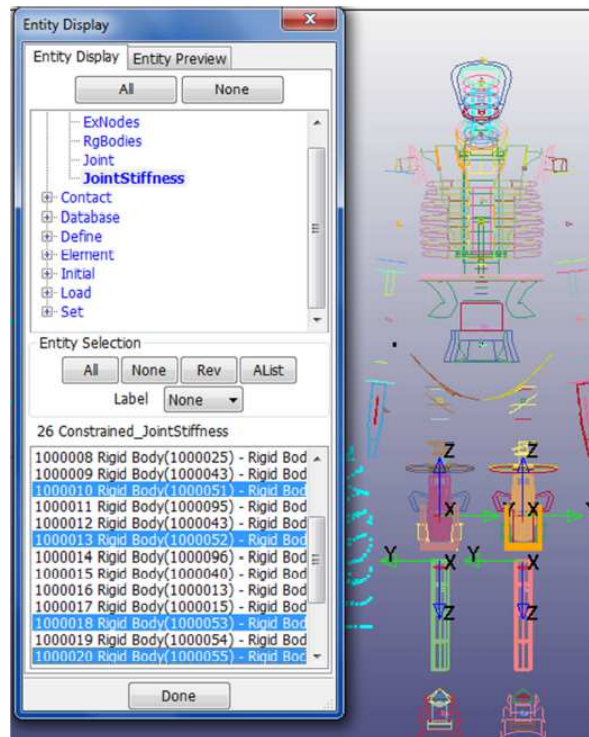
**Figura 4.9. Interfaz ANSYS Product Launcher.**

Una vez hecho esto, sólo queda abrir el entorno o interfaz del programa de elementos finitos en el que se cargará el archivo generado en la etapa de preprocesado para resolver el problema.

#### **4.3.3. Parámetros de salida**

Dado que este trabajo se centra en evaluar la severidad de lesión que experimenta el peatón en sus diversas regiones anatómicas tras un atropello, los parámetros de salida de la simulación serán aquellos que permitan obtener resultados de los diferentes parámetros de lesión. Para ello, en la novena fase de la etapa de pre-procesado de la simulación se deben seleccionar aquellas configuraciones de salida que permitan obtener estos archivos (generalmente, opciones de salida que generen valores de fuerza, desplazamiento y aceleración en los diferentes nodos del modelo de elementos finitos). Una vez resuelta la

simulación, se procede a la etapa de post-procesado de la simulación (en este caso, se vuelve al entorno de LS-PrePost) para cargar y visualizar los resultados, permitiendo de esta forma el análisis de éstos.



**Figura 4.10.** Identificación de la instrumentación del dummy para selección de nodos en la visualización de resultados de la simulación.

Previamente a la visualización de resultados, se deberán identificar correctamente aquellos nodos, partes o juntas, que corresponden a la zona corporal específica que se busca analizar. A continuación, se detallan los parámetros de salida necesarios para conseguir el fin buscado en los ensayos de homologación, que consiste en evaluar la severidad de lesión de las diferentes regiones anatómicas:

- *Para evaluar la severidad de lesión en la cabeza del peatón:* se obtendrá la aceleración resultante en el centro de gravedad de la cabeza en función del tiempo y, en consecuencia, el valor del criterio de comportamiento de la cabeza HIC. Se obtendrán estos parámetros de salida tanto en el caso utilizar un dummy de cuerpo completo como modelo de peatón como en aquel caso en el que se utilice únicamente el impactador simulador de cabeza.
- *Para evaluar la severidad de lesión en la zona torso-abdominal del peatón:* se obtendrá la aceleración resultante en el centro de gravedad del torso, así como la deflexión en función del tiempo experimentada por la caja torácica. Se obtendrán estos parámetros de salida tanto para las simulaciones con el dummy como para las que utilicen un impactador simulador de torso.
- *Para evaluar la severidad de lesión en la pelvis del peatón:* se obtendrá la fuerza resultante aplicada en la pelvis, además del momento flector experimentado en

esta zona. Se registrarán estos parámetros de lesión tanto para el dummy como para el caso en el que se utilice un impactador simulador de muslo y cadera.

- *Para evaluar la severidad de lesión en las extremidades inferiores del peatón:* se obtendrá el valor de la fuerza axial, la fuerza transversal y el momento flector sufridos en los huesos del fémur y la tibia, además de la fuerza de cizalladura y el momento flector experimentados en la zona de la rodilla. Estos parámetros serán necesarios en aquellas simulaciones en las que se utilice un dummy de cuerpo completo como modelo de peatón. Mientras que en aquellas simulaciones donde se utilice un impactador simulador de pierna, los parámetros de salida a obtener serán: la aceleración en el extremo superior de la tibia, el desplazamiento sufrido entre fémur y tibia (correspondiente a la dislocación de la rodilla) y el ángulo de flexión dinámica de la rodilla.

#### **4.4. Análisis de viabilidad del ensayo virtual y validación del modelo virtual planteado**

El proyecto IMVITER concluyó que en aquellos casos donde los ensayos son repetitivos y destructivos, como es el caso de los ensayos de impacto que evalúan la protección al peatón, los ensayos virtuales podían proporcionar resultados igual de fiables que los ensayos experimentales. Por tanto, la homologación en materia de protección al peatón podría implantar el testado virtual híbrido, es decir, parte de los ensayos requeridos por la normativa podrían ser realizados virtualmente y el resto mediante ensayos físicos.

No obstante, tal y como ya ha sido comentado, previamente a utilizar un modelo virtual en un ensayo de homologación, éste debe ser validado, es decir, se debe comprobar que el modelo planteado es capaz de reflejar la realidad de un atropello en este caso. También cabe recordar que debido al proceso de modelización y discretización, el modelo virtual se convierte en una aproximación del mundo real. Por ello, se debe verificar además que las simplificaciones y condiciones tenidas en cuenta en el proceso de modelización permiten obtener resultados fiables de los datos de interés. Esta es la razón que justifica este apartado. Tras detallar las simplificaciones consideradas en la fase de modelización así como las condiciones de la simulación, se procederá a realizar una serie de ensayos virtuales de atropello cuyo resultado esperado es conocido de antemano gracias a ensayos experimentales disponibles en la literatura. La comparación entre los resultados del modelo virtual aquí planteado y los procedentes de trabajos experimentales permitirá determinar si las simplificaciones y condiciones adoptadas en dicho modelo virtual son idóneas para poder obtener datos fiables sobre la gravedad de lesión que puede experimentar un peatón. Conocer los daños en el peatón como consecuencia de un atropello es el principal objetivo en los ensayos de homologación aquí estudiados.

Si los resultados que genera la simulación del modelo virtual aquí planteado se consideran válidos, significaría que este modelo puede ser utilizado en las posteriores simulaciones que se pretenden en este trabajo. Si bien es cierto que el modelo virtual planteado sufrirá

pequeñas adaptaciones a lo largo del desarrollo de la tesis para llevar a cabo los diferentes análisis. Dichos cambios consistirán básicamente en sustitución del modelo de vehículo (modelizado bajo las mismas condiciones que los ensayados en este apartado), alteración del material, modificación de parámetros de la simulación como la velocidad de impacto o variación de la posición del peatón.

#### ***4.4.1. Simplificaciones del modelo virtual***

Los programas de elementos finitos permiten resolver modelos complejos realizando un determinado número de simplificaciones geométricas, además de empleando diferentes tipos y tamaños de los elementos de discretización.

El modelo virtual del peatón (tanto en el caso del dummy de cuerpo completo como cuando se trate de impactadores) es desarrollado y validado por la empresa LSTC. Además, dicho modelo se proporciona previamente mallado. Por tanto, el modelo virtual del peatón no podrá ser modificado en ningún caso en lo que respecta al tipo y tamaño de sus elementos de discretización.

El modelo virtual de vehículo será utilizado para ensayos de atropellos, por lo que no es necesario el diseño íntegro del vehículo, resultando más eficiente representar únicamente la parte delantera del mismo. Esta simplificación del modelo repercutirá en una reducción considerable tanto de la complejidad como del tiempo de simulación. No obstante, sí se ha asignado la masa total del vehículo a cada modelo aunque sólo se haya modelado su parte delantera, ya que dicha masa determina la energía de impacto. Además, para este tipo de ensayos los detalles interiores del vehículo no son necesarios, por lo que también pueden ser obviados en el diseño. Ocurre lo mismo con las ruedas del vehículo, no son determinantes en el atropello. No obstante, sí son determinantes a la hora de establecer la altura del vehículo, parámetro muy importante en los atropellos. La altura que aportan las ruedas a la dimensión total será tenida en cuenta en el posicionamiento del vehículo respecto a los pies del peatón en el ensayo. También se omitirá la visualización de la deformación que causa el dummy sobre el automóvil, ya que dicha información no es de utilidad en este estudio, simplificando aún más el cálculo y procesamiento de dichos ensayos virtuales.

La mayor precisión en el diseño debe venir dada en el diseño exterior del frontal del vehículo, ya que esta geometría exterior determina el primer punto de impacto con el peatón condicionando así su posterior trayectoria post-impacto y regiones anatómicas lesionadas. Para ello, se ha partido en el modelado de unas plantillas oficiales de los fabricantes de estos vehículos en las que se muestran las dimensiones exteriores y geometría de los diferentes modelos de vehículo (ver Figura 4.11 y Figura 4.12).

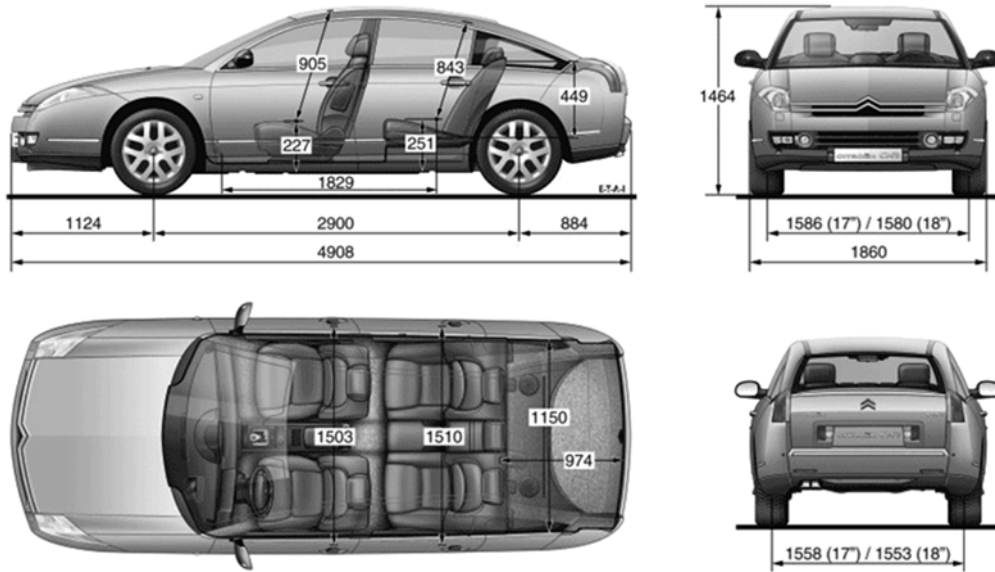


Figura 4.11. Dimensiones exteriores principales del modelo de vehículo Citroën C6.

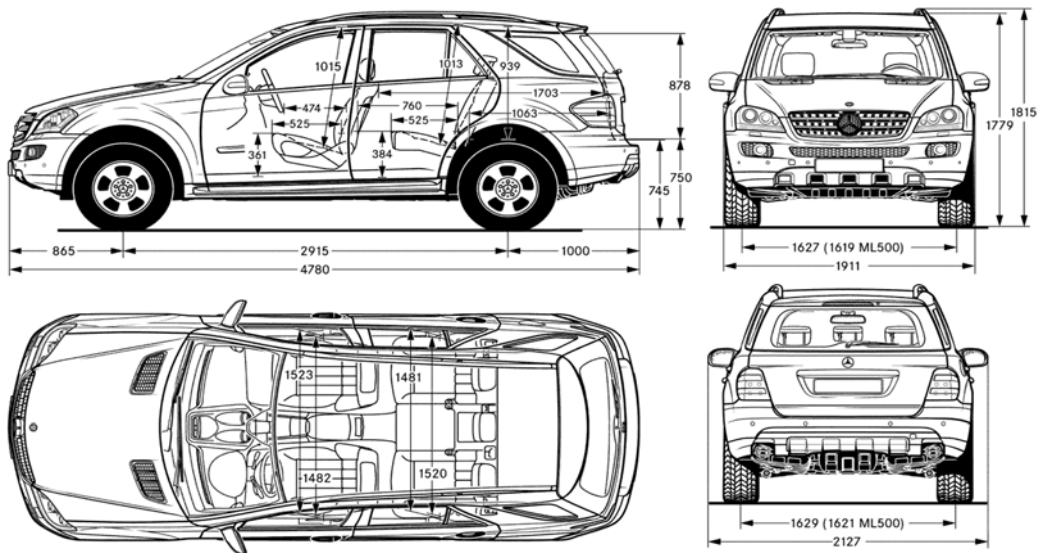


Figura 4.12. Dimensiones exteriores principales del modelo de vehículo Mercedes Benz M Class.

También se debe destacar que, salvo el material del parabrisas, no se ha hecho distinción al asignar el material de la carrocería. Con el fin de mantenerse siempre del lado de la seguridad y situarse en el peor caso, se han obviado materiales plásticos en la zona del parachoques, de esta forma se puede considerar el hecho más desfavorable de que no impactase contra un material absorbente, éste estuviese defectuoso o presentase mayor rigidez de la debida. Asimismo, se decidió obviar el modelado de la estructura interior del motor situada bajo el capó. Esta limitación en el diseño es debida a que la presencia en excesivo detalle del chasis en el diseño 3D aumentaría enormemente la complejidad de la simulación. A ello hay que añadir que el diseño detallado de esta zona interna no ha sido posible debido al secretismo de las estrategias comerciales de los fabricantes de

vehículos que no facilitan los planos acotados de estas piezas y diseños interiores. No obstante, se considera que, al tratarse de peatones, la diferencia de masas entre ambos elementos del sistema en el momento del impacto es evidente, por lo que el diseño del chasis no resulta imprescindible para ser capaces de obtener conclusiones fiables de estos ensayos virtuales, reduciendo nuevamente los tiempos y los costes de diseño. Además, los fines pretendidos en los diferentes análisis que se desean plantear en este trabajo se basan principalmente en determinar tendencias de comportamiento, que pueden ser obtenidas igualmente sin tener en cuenta este diseño interno. Partiendo de estas premisas previas, se llevó a cabo la creación virtual de ambos vehículos.

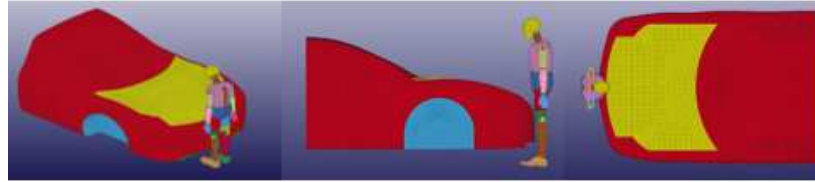
#### ***4.4.2. Validación y análisis de viabilidad del modelo virtual***

##### ***planteado***

Dado que este trabajo se centra en los ensayos de homologación cuyo principal cometido es evaluar la gravedad de lesión en el peatón en nuevos diseños de vehículos, se han elegido dos modelos de vehículo con diferencias significativas en la geometría de sus frontales. Además, uno de los modelos incorpora uno de los sistemas de seguridad más importantes en materia de protección al peatón, el capó activo. El otro modelo, en cambio, incorpora una defensa metálica en el parachoques delantero, que en caso de colisión con otro vehículo puede resultar beneficiosa. Sin embargo, si el impacto se produce contra un peatón, esta defensa puede agravar seriamente las lesiones en el viandante. Dichos modelos de vehículo son el turismo Citroën C6 y el vehículo tipo SUV Mercedes Benz M Class.

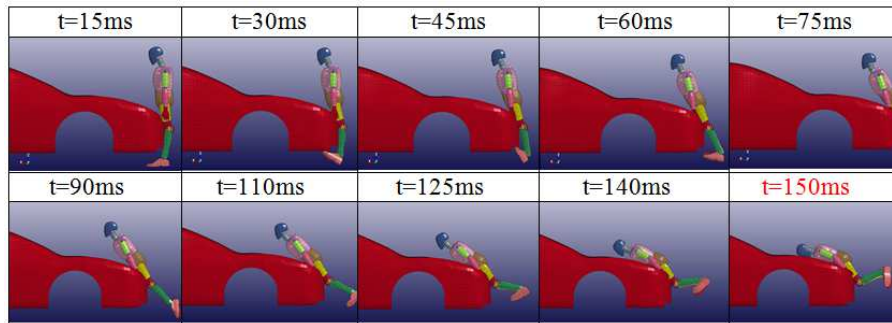
Una vez realizado el modelado de todos los elementos que intervienen en el estudio, se lleva a cabo el ensayo virtual de los diferentes escenarios de atropello por el método de los elementos finitos. Para ello se hará uso de las herramientas LS-DYNA PrePost y ANSYS LS-DYNA.

En primer lugar, se llevan a cabo una serie de simulaciones para verificar si ante cambios en la velocidad de impacto, el modelo se comporta como se espera. La relación entre riesgo de mortalidad y velocidad de impacto en un atropello es exponencial. La influencia de la velocidad en la severidad de las lesiones es clara, a mayor velocidad mayor es la gravedad de lesión. No sólo se evaluarán los daños en el peatón, sino que también se analizará la trayectoria post-impacto del peatón en cada una de las velocidades y se verificará si es la esperada según las características de cada atropello. Se han elegido tres velocidades de impacto: 20, 40 y 60 km/h, teniendo en cuenta que donde se producen el mayor número de atropellos es en ciudad. En vías urbanas, la velocidad máxima permitida por ley en territorio español es 50 km/h. Por eso, los niveles de velocidad son en torno a este valor umbral (40 y 60 km/h). También se ha considerado un valor inferior (20 km/h) para así poder tener en cuenta la posible deceleración como reacción por parte del conductor ante un posible atropello, además de ser éste un valor típico de circulación de algunas calles en ciudad. En este primer análisis se selecciona el modelo de tipo turismo (Citroën C6) y se posiciona al peatón de forma frontal al vehículo.



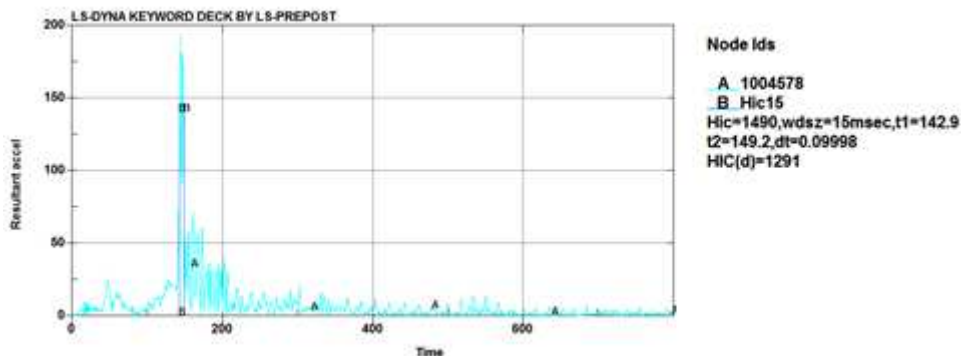
**Figura 4.13.** Posición del peatón respecto del frontal del vehículo para ensayo de validación del modelo virtual.

A continuación, se exponen los resultados obtenidos. Comenzando con el atropello frontal a 20 km/h, la trayectoria experimentada por el peatón tras el impacto puede ser observada en la Figura 4.14. Tal y como era esperado según estudios consultados en la literatura [6], [12], [13], [149], la dinámica del peatón en un atropello a baja velocidad y con un vehículo tipo turismo es de tipo envolvimiento.



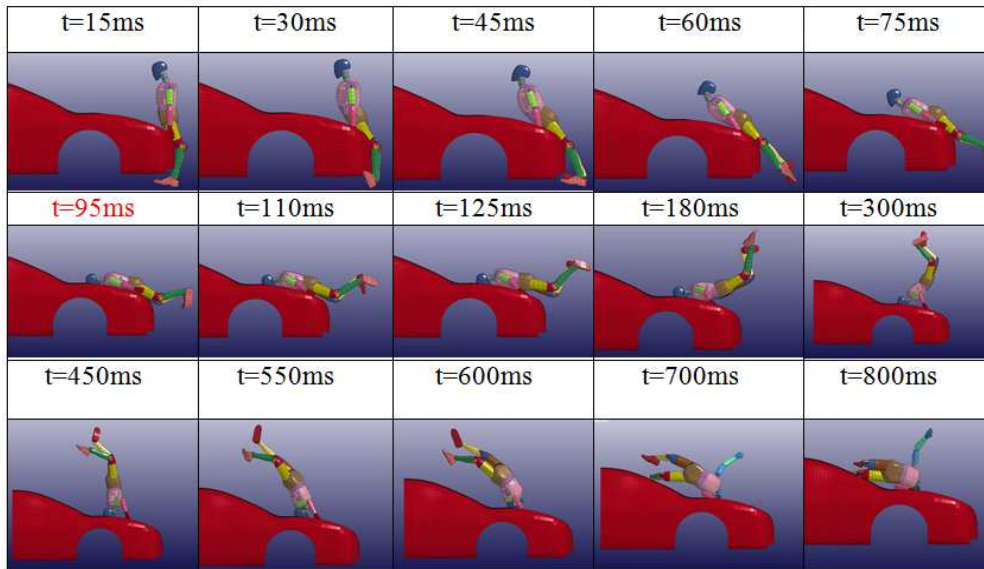
**Figura 4.14.** Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 20 km/h.

En la Figura 4.15 se puede observar la magnitud de la lesión sufrida en la cabeza del dummy mediante el parámetro HIC, que alcanza un valor de 1.490, superior al umbral permitido en homologación de 1.000. Cabe destacar que el valor buscado es el que se indica en la gráfica como HIC y no como HIC(d), ya que este último es un valor adaptado para ensayos con impactadores de cabeza, no dummies completos.



**Figura 4.15.** Resultado HIC en el atropello frontal a 20 km/h.

Para una velocidad de impacto de 40 km/h en caso de atropello frontal, la trayectoria post-impacto mostrada por el peatón es de tipo volteo sobre el techo (ver Figura 4.16). Acorde a la literatura [6], [12], [13], [149], este tipo de trayectoria puede ser esperada cuando la velocidad es superior a 32 km/h y por debajo de 60 km/h, y el vehículo implicado es de esta clase.

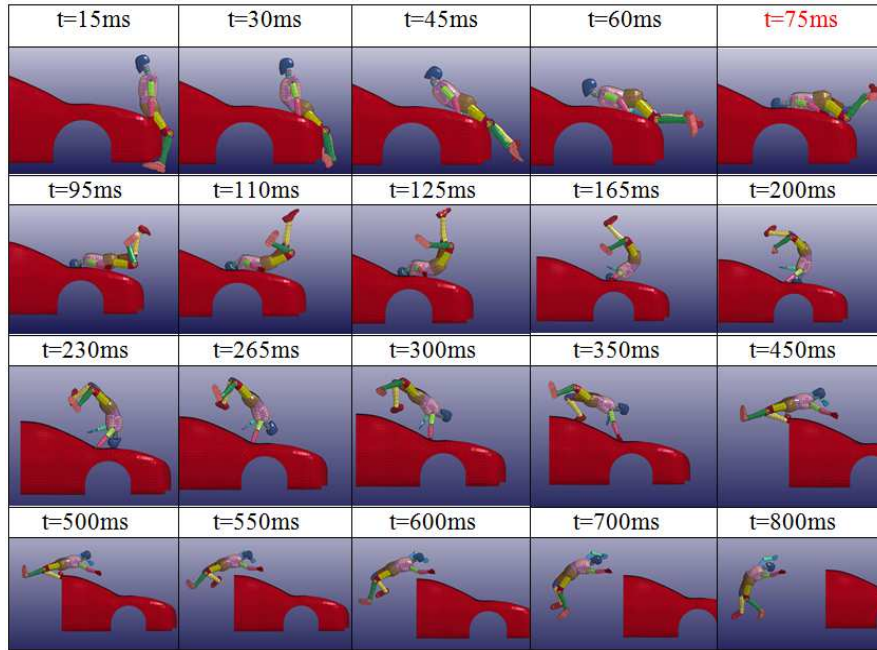


**Figura 4.16. Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 40 km/h.**

El valor HIC obtenido para 40 km/h es 4.828, más de tres veces superior al obtenido para el atropello a 20 km/h.

Si el atropello frontal tiene lugar a 60 km/h, la trayectoria experimentada por el peatón tras el impacto es de tipo salto mortal (ver Figura 4.17). Teniendo en cuenta los estudios registrados en la literatura [6], [12], [13], [149], a tan alta velocidad y con este tipo de vehículo, la dinámica mostrada coincide con la esperada. La velocidad media de impacto documentada para este tipo de atropellos es de aproximadamente 60 km/h. La única diferencia detectada es que, generalmente, en este tipo de trayectoria post-impacto, el peatón tras dar una vuelta completa en el aire termina cayendo sobre el suelo por delante del vehículo. Esto es debido a que el vehículo inicia un proceso de frenado tras el impacto que es más acusado cuanto más alta es la velocidad inicial de impacto. En esta simulación, el vehículo no realiza la etapa de frenado tras el impacto. Debido a ello, el peatón tras dar la vuelta completa en el aire (salto mortal), acaba impactando contra el suelo por la parte posterior al vehículo.

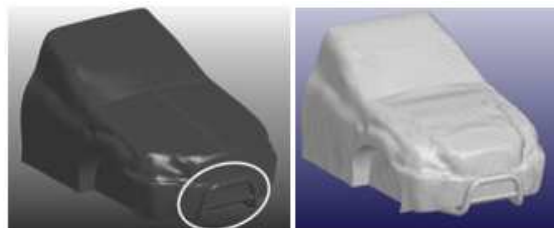




**Figura 4.17. Secuencia post-impacto del peatón tras un atropello frontal a 60 km/h.**

Nuevamente, se comprueban los resultados del HIC obtenidos en la simulación. A 60 km/h, el valor HIC aumenta considerablemente respecto a los anteriores valores de velocidad de impacto analizados. En este caso, el parámetro de lesión de la cabeza del dummy alcanza la magnitud de 9.991.

Se confirma lo esperado conforme a la literatura tanto en las trayectorias post-impacto esperadas según la velocidad de impacto, así como la relación existente entre velocidad y gravedad de lesión (exponencialmente positiva). Por esta razón, se concluye que el modelo virtual es válido y adecuado para ser utilizado en los posteriores análisis que se pretenden. No obstante, se va a verificar nuevamente que se comporta según lo esperado mediante dos estudios más, donde se evaluarán la eficacia del sistema de capó activo y la influencia de la defensa metálica. Cabe recalcar que se trata de una validación subjetiva basada en el comportamiento, es decir, se han verificado las tendencias observadas en la respuesta de la simulación del modelo frente a las que diría la literatura que debería mostrar, basándose en estudios experimentales que compartían las características principales ensayadas. Aunque no se trata de una validación numérica, puede ser asumida como un tipo de validación aceptada [150].



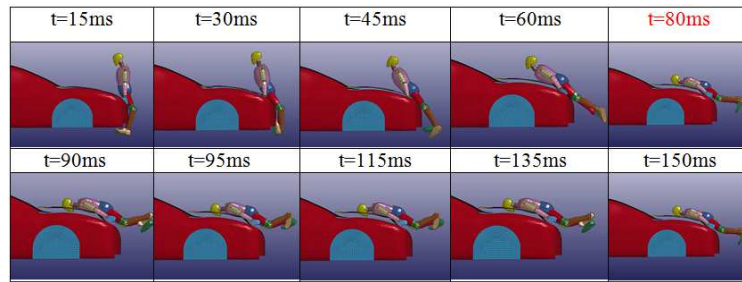
**Figura 4.18. Detalle de la defensa metálica incorporada en el parachoques delantero del Mercedes Benz M Class.**

A continuación, se exponen los resultados de las simulaciones realizadas con el Citroën C6 con y sin capó activo, así como también los resultados procedentes de las simulaciones con el Mercedes Benz M Class con y sin defensa metálica en el parachoques. Todos estos ensayos virtuales se realizan posicionando al peatón de forma frontal al vehículo y manteniendo la velocidad de atropello a 40 km/h. Además del daño en la cabeza (HIC), se han obtenido los daños en el cuello, pecho y cadera del peatón mediante los parámetros de lesión NIC (*Neck Injury Criteria*), CSI (*Chest Severity Index*) y LEC (*Lower Extremities Criteria*), respectivamente. Todos estos valores quedan reflejados en la siguiente tabla. También se han incluido en dicha tabla valores de referencia extraídos de estudios basados en cadáveres, experimentos reales y datos de accidentes de tráfico, que reflejan los límites máximos de tolerancia de estas zonas del cuerpo.

**Tabla 4.1. Valores de lesión en cabeza (HIC), cuello (NIC), pecho (CSI) y cadera (LEC) obtenidos en las simulaciones para validación del modelo virtual.**

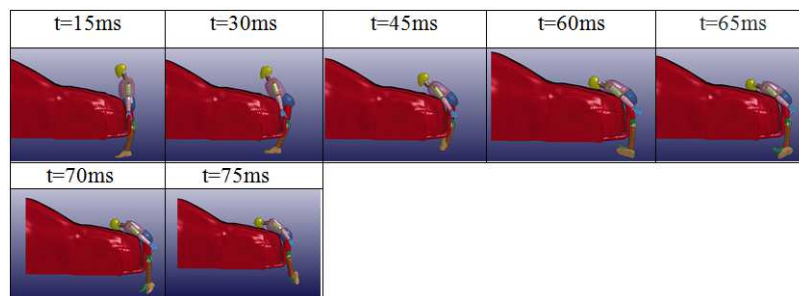
<b>Sin medidas de seguridad</b> (sin capó activo / sin defensa delantera)	<b>HIC</b>	<b>Cuello</b>	<b>Pecho</b>	<b>Cadera (kN)</b>
Citroën C6	4.828	3,93	525,5	-7
Mercedes Benz ML	2.836	5,55	2.058	- 21
<b>Con medidas de seguridad</b> (con capó activo / con defensa delantera)	<b>HIC</b>	<b>Cuello</b>	<b>Pecho</b>	<b>Cadera (kN)</b>
Citroën C6	2.136	2,35	362	-6,5
Mercedes Benz ML	2.864	3,98	8.231	-110
<b>Valores de referencia</b>	700-1.000	1,20	700-1.000	-10,9

Cuando en el ensayo virtual se introduce el sistema de capó activo, el HIC disminuye un 45% aproximadamente hasta un valor de 2.136. Se comprueba así que ocurre lo que se esperaría en la realidad, es decir, que el sistema del capó activo disminuye notablemente la gravedad de las lesiones cerebrales al evitar que la cabeza del peatón impacte con las zonas extremadamente duras que se alojan bajo el capó, como el motor del vehículo, al aumentar la separación entre estas zonas y la chapa del capó. Asimismo, cuando este sistema está activado, el capó se encuentra más elevado. En consecuencia, existe menos distancia entre el capó y el cuerpo del peatón, provocando que el contacto se produzca antes y, por tanto, el torso y la cabeza no se aceleran tanto en su caída como cuando el capó activo está desactivado. Estos resultados coinciden con las conclusiones obtenidas tras los ensayos experimentales realizados por Euro NCAP en la evaluación de este modelo de vehículo. Este organismo le otorga alta puntuación en protección al peatón a este modelo debido a este sistema de seguridad tan eficaz, que reduce considerablemente los daños ocasionados en el peatón en las zonas de torso y cabeza.



**Figura 4.19. Secuencia post-impacto del peatón con sistema de capó activo a 40 km/h.**

En la simulación del atropello con el Mercedes Benz M Class sin defensa, el valor HIC registrado en la cabeza es de 2.836. Al introducir la defensa en el ensayo sorprende que el valor de HIC se mantiene prácticamente constante (alcanzando un valor de 2.864), por lo que se decide analizar entonces el índice de gravedad general del peatón mediante el factor ISS (*Injury Severity Score*) que tiene en cuenta los valores más altos alcanzados entre los diversos factores que evalúan las distintas partes del cuerpo. Esos tres factores que considera el ISS, en este caso, son el HIC (cabeza), el CSI (pecho/tórax) y el LEC (cadera). Si se consulta la Tabla 4.1 se puede observar que al incluir la defensa los daños en el pecho se multiplican por cuatro y los de la cadera por cinco. Por lo que incluir dicha defensa aumenta notablemente el daño en el peatón pudiéndole provocar la muerte por hemorragias y otras lesiones internas. Los resultados de la simulación coinciden con los tests experimentales que realizó Euro NCAP a este modelo, quedando justificada la pésima puntuación otorgada a este modelo en la calificación de protección al peatón.



**Figura 4.20. Secuencia post-impacto del peatón con defensa delantera a 40 km/h.**

Tras el análisis de las simulaciones realizadas y comparar los resultados de gravedad de las lesiones sufridas por el peatón con la calificación que otorga Euro NCAP a esos modelos de vehículo, queda comprobado como los programas de elementos finitos y concretamente en este caso ANSYS LS-DYNA, se comportan como una herramienta capaz de reflejar el comportamiento real de los sistemas de protección al peatón. Es indudable que dichas representaciones virtuales dejan muchos factores sin intervenir o estudiar de forma conjunta, mientras que sí lo hacen en la vida real, pero tampoco cabe duda de que representan una tendencia o una visión rápida y fiable de las consecuencias inmediatas de ciertos factores como la velocidad, altura del frontal, posición del peatón o medidas de seguridad en el automóvil, sin necesidad de tener que recurrir a costosos y laboriosos ensayos a escala real. Con ello, se puede reflejar qué factores son los que más

influyen en un atropello, y poder de esta forma encaminar el desarrollo de medidas de seguridad o el diseño de los vehículos para proteger de forma cada vez más efectiva al peatón.

Uno de los factores más determinantes para poder aceptar un ensayo virtual como fiable es la validación y justificación del modelo virtual. Sin embargo, en el campo de investigación de los atropellos existe una importante necesidad de recopilar suficientes datos de ensayos y accidentes reales que permitan comparar y comprobar la veracidad y fiabilidad de estos tests virtuales. Generalmente, este tipo de información detallada no está disponible o su acceso está extremadamente limitado. Por ello, en este estudio se opta por la validación de tendencia de comportamiento, enfrentando los resultados de los ensayos virtuales a los obtenidos en ensayos experimentales disponibles en la literatura y aquellos otros proporcionados públicamente como los del organismo Euro NCAP. Esto ha permitido asumir el modelo virtual aquí planteado como válido para futuros análisis en esta tesis doctoral. Además, ha permitido comprobar la veracidad de los laboratorios virtuales y establecer unas primeras hipótesis sobre la viabilidad de que los ensayos experimentales necesarios para poder homologar un vehículo en materia de protección al peatón puedan ser sustituidos o al menos reducidos en número por los ensayos virtuales, disminuyendo de esta forma el coste tanto temporal como económico de dichos tests. El hecho de aceptar como válidos y fiables los laboratorios virtuales permitiría a los fabricantes de vehículos disminuir el tiempo de comercialización de sus modelos aumentando su competitividad.

## *Capítulo V*

# **5. Análisis en materia de protección de la cabeza del peatón**

Este capítulo tiene como objetivo analizar la severidad de lesión en la cabeza bajo la influencia de diferentes factores involucrados en el atropello (como puede ser la velocidad de impacto, la posición del peatón o el diseño del frontal del vehículo) mediante la realización de ensayos virtuales. Se pretende con ello determinar qué parámetros afectan de forma significativa en las lesiones cerebrales y, por tanto, deben ser tenidos en cuenta en un ensayo de homologación para asegurar una evaluación eficaz de la protección que puede ofrecer un determinado modelo de vehículo. En el caso de aquellos parámetros que ya son tenidos en cuenta en la actual reglamentación (como la influencia de la velocidad de impacto), se verificará si el valor de dicho parámetro utilizado en la normativa es suficiente y adecuado.

Por otro lado, estas simulaciones servirán para validar los ensayos virtuales con dummy completo y poder utilizar así las conclusiones y secuencias de atropello obtenidas en dichos ensayos en el planteamiento de un test que evalúe la zona torso-abdominal del peatón. Permitirán, además, poder comparar resultados cuando se utiliza un impactador de cabeza aislado frente a los resultados que se obtienen cuando se utiliza un dummy de cuerpo completo.

## 5.1. Análisis de gravedad de lesión en la cabeza según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello

### 5.1.1. Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón

#### 5.1.1.1. Modelos utilizados

Se utilizarán dos modelos CAD de vehículos diferentes: Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller. El motivo de su elección es debido a que pertenecen a categorías de vehículos con diseños de frontal que pueden ser perjudiciales para el peatón. Además, el tipo de vehículo al que pertenece el primer modelo se encuentra en auge de ventas actualmente. El Mercedes Benz GLC es un todoterreno clasificado dentro de la categoría SUV pequeño. Obtuvo una alta calificación en los tests de atropello de Euro NCAP con un 82%. Esto es debido principalmente a que incorpora el sistema de capó activo que en caso de atropello eleva la parte posterior del capó en torno a 50 mm aumentando la separación con el bloque propulsor, permitiendo un espacio adicional de deformación que reduce el riesgo de lesiones.



**Figura 5.1. Modelos de vehículos utilizados en el análisis de protección de cabeza: Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller.**

Por otro lado, el Peugeot Traveller es un vehículo tipo VAN o furgoneta. En las pruebas de Euro NCAP referidas a protección al peatón obtuvo un 64%. La protección de la cabeza en dichas pruebas presenta un resultado combinado entre bueno y pobre dependiendo de la zona concreta de impacto, por lo que presenta un alto grado de incertidumbre en cuanto a protección de la cabeza en un atropello real.

En este caso, el modelo de peatón elegido representará el cuerpo entero del peatón y no tan sólo la región anatómica objeto de estudio. Por tanto, las diferentes zonas corporales ejercerán su influencia en la dinámica post-impacto del atropello. La inercia de éstas provocará que la trayectoria que experimente la cabeza sea mucho más realista. Por ello, se considera interesante estudiar en un posterior análisis si existirían grandes diferencias en el resultado de las lesiones que pueda experimentar el peatón si el ensayo virtual se llevase a cabo utilizando un impactador que represente únicamente la cabeza o, por el contrario, sería mejor opción utilizar el dummy de cuerpo completo.

Para determinar la severidad de las lesiones cerebrales se obtiene el valor de aceleración en función del tiempo en el centro de gravedad de la cabeza del dummy y, con ello, el resultado del parámetro de lesión HIC experimentado en la cabeza. También, en las gráficas proporcionadas por LS-PrePost se puede consultar el valor HIC(d). Éste equivale al resultado de aceleración máxima que se obtendría en la cabeza si en lugar de utilizar un dummy completo se utilizase un impactador de cabeza. Aunque dichos valores son similares, no siempre reflejan el mismo dato ya que existen casos en los que el esfuerzo o daño generado en una zona (por ejemplo, la cervical en el caso del dummy) puede influir en un aumento del daño en la cabeza.

El modelo de dummy elegido para realizar las simulaciones ha sido el *Hybrid III 50th Percentile Standing* [151].



**Figura 5.2. Modelo virtual del dummy Hybrid III 50<sup>th</sup> Percentile Standing.**

#### 5.1.1.2. Metodología de ensayos

Una vez finalizada la fase de modelado virtual, se procede a la realización de las simulaciones en la que se reproducen diferentes escenarios de atropello atendiendo a la modificación de los parámetros cuya influencia se persigue analizar en este apartado. En las siguientes tablas se detallan los factores principales a modificar en las diferentes simulaciones.

**Tabla 5.1. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la cabeza.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Frontal
Mercedes Benz GLC	20 km/h
	40 km/h

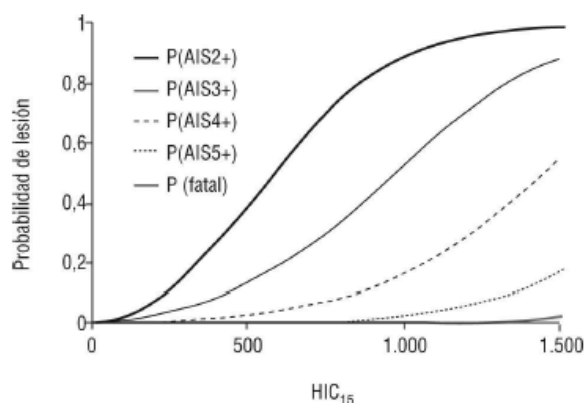
**Tabla 5.2. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la cabeza.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón		
	Frontal	Lateral	De espaldas
Peugeot Traveller	40 km/h	40 km/h	40 km/h

En primer lugar, se pretende demostrar la influencia exponencial que supone el aumento de la velocidad de impacto en los resultados de gravedad de lesión que el peatón puede experimentar en la cabeza. Para ello, se mantiene invariable el modelo de vehículo (en este caso, se utilizará el Mercedes Benz GLC) así como la posición del peatón respecto a la parte delantera del vehículo (se posiciona al peatón de forma frontal encarado hacia el vehículo). Este escenario de atropello se repite para una velocidad de impacto de 20 km/h y también para 40 km/h. A partir de esta última velocidad, aumentar el valor hasta 60 km/h no tendría mucho sentido debido a que los daños experimentados en la cabeza implicarían lesiones fatales.

Posteriormente, se procede a analizar cómo influye la posición que mantiene el peatón respecto a la parte delantera del vehículo en el momento del atropello en lo que respecta a la gravedad de lesión que podría observarse en la cabeza. Para ello, se utiliza un mismo modelo de vehículo, en este caso el Peugeot Traveller. Se elige este vehículo debido a su destacada altura y al diseño más plano de su frontal, por lo que se considera que los daños pueden ser superiores. Para que no influyan otros parámetros en este análisis como puede ser la velocidad, ésta se mantiene constante a 40 km/h. El peatón se posiciona en tres variantes diferentes: de forma frontal al vehículo, lateral y de espaldas a éste.

Los resultados del parámetro HIC son analizados utilizando unas gráficas empíricas obtenidas de estudios disponibles en la literatura [152]. Éstas permiten determinar la probabilidad de lesión en la cabeza de acuerdo a los diferentes valores HIC obtenidos. Se recuerda que la reglamentación establece un valor admisible de HIC igual a 1.000. Este umbral se corresponde con una posibilidad del 18% de sufrir una lesión muy grave, y unas probabilidades del 55% y del 90% de sufrir una lesión seria y moderada, respectivamente.



**Figura 5.3. Probabilidad de sufrir una lesión en la cabeza según el valor HIC [152].**



También se ha tratado de cuantificar en qué medida influyen sistemas de seguridad como el capó activo en la protección de la cabeza. Para ello, se realizan simulaciones con el modelo de vehículo que incorpora el sistema de capó activo (el Mercedes Benz GLC). Se simulan atropellos a 20 km/h posicionando al peatón de forma frontal, lateral y de espaldas al vehículo, tanto con el capó activo como con el sistema desactivado. Asimismo, se llevan a cabo simulaciones de atropello en la que la velocidad de impacto aumenta hasta 40 km/h y en este otro caso se posiciona al peatón de forma lateral y de espaldas al vehículo.

**Tabla 5.3. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del sistema de seguridad de capó activo en parámetros de lesión de la cabeza.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Capó activo
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Frontal	No
			Sí
		Lateral	No
			Sí
		Trasero	No
			Sí
	40 km/h	Lateral	No
			Sí
		Trasero	No
			Sí

Se pretende, además, analizar la influencia del material del que está fabricado el capó, así como la influencia del diseño del frontal del vehículo sobre la severidad de lesión en la cabeza. Para ello, se utilizan otros dos modelos de vehículo: el Audi Q5 y el Audi TT (ver Figura 5.4). El Audi TT es un vehículo tipo deportivo. Presenta capó activo, lo que le asegura una buena protección del peatón en los ensayos de Euro NCAP (puntuación del 82%). Mientras que el Audi Q5 es un automóvil dentro de la categoría SUV. Este modelo obtuvo una pésima protección en Euro NCAP en lo que a protección al peatón se refiere (32%).



**Figura 5.4. Modelos de vehículos utilizados en el análisis de protección de cabeza: Audi TT y Audi Q5.**

Para el análisis de la influencia del material de la carrocería, se utiliza un único modelo de vehículo para evitar la interferencia de otro factor (como, por ejemplo, el diseño del frontal). En este caso, se utiliza el modelo Audi Q5. Se realizan simulaciones a diferentes velocidades de impacto (20, 40 y 60 km/h) para comprobar si existe una tendencia clara en lo que respecta al material del capó. Es por ello por lo que en este caso sí se decide incluir la velocidad de 60 km/h, aunque se sabe de antemano que las lesiones serán máximas e incompatibles con la vida. Sin embargo, se desea comprobar si la influencia del material se modifica dependiendo del valor de velocidad. Los dos materiales a estudiar son el acero y el aluminio. Concretamente, se trata del acero 180 BH que es ampliamente utilizado en carrocerías de vehículos especialmente en la zona del capó y, por otro lado, se utiliza una aleación de aluminio (6016-T4) [153].

El aluminio es utilizado en el campo de la automoción desde hace décadas debido principalmente a su ligereza. En la actualidad, el uso del aluminio en los vehículos está muy extendido, aunque suele encontrarse con mayor frecuencia en los vehículos de alta gama. Las principales ventajas que muestra el aluminio en el sector automovilístico son: menor consumo, resistencia específica mayor que la del acero, mejor rendimiento del vehículo, seguridad (las carrocerías de aluminio son, generalmente, más rígidas que las de acero e incorporan zonas de deformación programada, las cuales pueden disipar una parte importante de la energía que se produce en un impacto, además la efectividad de los sistemas de frenado es mayor, ya que la masa a detener en caso de frenada de emergencia es menor), y protección contra la corrosión. Por otra parte, los inconvenientes consisten en: coste elevado (el precio de una tonelada de aluminio puede triplicar al de una tonelada de acero) y reparación más compleja y costosa.

**Tabla 5.4. Propiedades mecánicas de los materiales utilizados en el análisis de influencia del material del capó.**

Material	Densidad (kg/mm <sup>3</sup> )	Módulo de Young (N/mm <sup>2</sup> )	Módulo Tangente (N/mm <sup>2</sup> )	Límite elástico (N/mm <sup>2</sup> )	Coefficiente Poisson	Espesor (mm)
Acero 180 BH	7,8e <sup>-6</sup>	200e <sup>3</sup>	700	180-230	0,28	3
Aleación Aluminio 6016-T4	2,7e <sup>-6</sup>	71e <sup>3</sup>	2030	130	0,33	3

**Tabla 5.5. Parámetros de las simulaciones de análisis de influencia del material del capó en parámetros de lesión de la cabeza.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Material del capó
Audi Q5	20 km/h	Frontal	Aluminio
			Acero
	40 km/h	Frontal	Aluminio
			Acero
	60 km/h	Frontal	Aluminio
			Acero

Para estudiar la influencia del diseño del frontal del vehículo, se enfrentan los resultados de gravedad de lesión de la cabeza obtenidos con el Audi Q5 con los obtenidos en los mismos escenarios de atropello pero con el modelo Audi TT. Así, se analizan dos alturas de frontal diferentes, influyendo de esta forma en la dinámica o trayectoria post-impacto experimentada por el peatón y, por tanto, la severidad de lesión podría variar notablemente. Estas simulaciones se realizan a 40 km/h posicionando al peatón de forma frontal respecto a la parte delantera de los vehículos. Tampoco se modifica el material utilizado en este otro análisis, tratándose en este caso de la aleación de aluminio anteriormente citada.

**Tabla 5.6. Parámetros de las simulaciones de análisis de influencia del diseño del frontal en parámetros de lesión de la cabeza.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Material del capó
Audi Q5	40 km/h	Frontal	Aluminio
Audi TT			

Finalmente, se pretende conocer si existen grandes diferencias en los resultados de lesión de la cabeza cuando se utilizan distintos modelos de peatón. Para ello, se comparan resultados de atropellos en los que se utiliza un modelo de dummy de cuerpo completo frente a los que se obtienen si se utiliza un modelo de impactador de cabeza. También, se analizan los valores obtenidos en todas las simulaciones llevadas a cabo para analizar la severidad de lesión en la cabeza de un peatón, ya que cabe recordar que el software utilizado (LS-Prepost) en sus gráficas de resultado de aceleración en el centro de gravedad de la cabeza junto con el valor HIC proporciona además el valor HIC(d). El modelo de vehículo elegido para esta comparación es el Audi Q5, simulando un atropello frontal a 40 km/h y verificando los dos tipos de material (aluminio y acero) para comprobar si se observa la misma tendencia siempre.

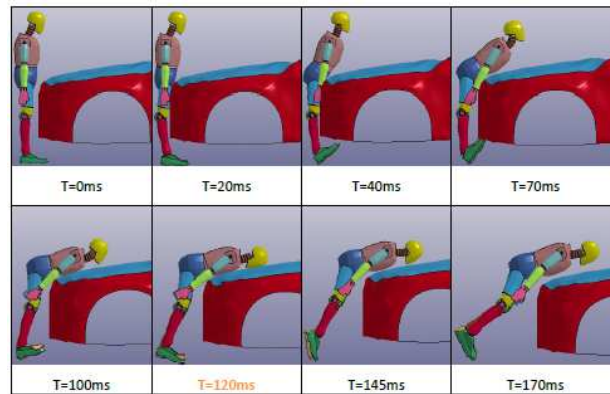
**Tabla 5.7. Parámetros de las simulaciones del análisis de comparación de resultados de gravedad de lesión en la cabeza del peatón utilizando un dummy frente a un impactador de cabeza.**

Modelo de vehículo	Modelo de peatón	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Material del capó
Audi Q5	Dummy	40 km/h	Frontal	Aluminio
				Acero
	Impactador de cabeza	40 km/h	Frontal	Aluminio
				Acero

### 5.1.1.3. Resultados sobre influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la cabeza

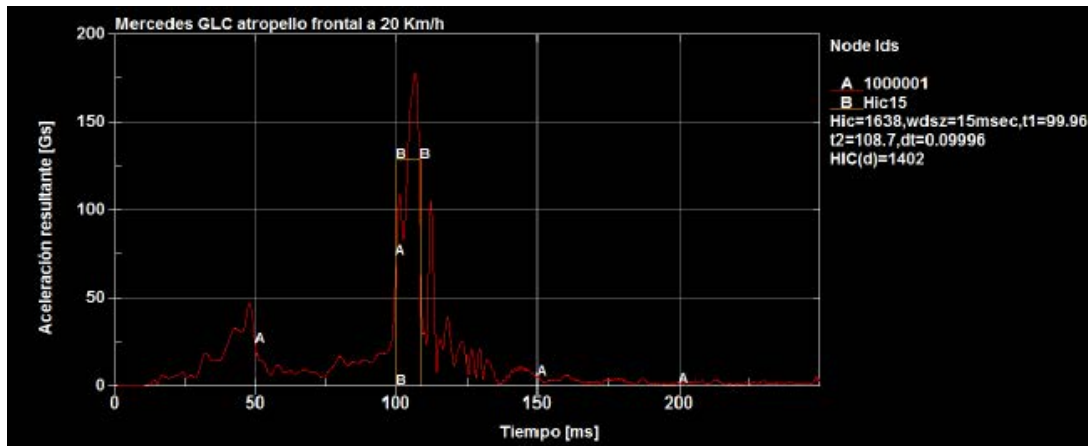
A continuación, se muestran las secuencias de impacto de las simulaciones de atropello llevadas a cabo en este análisis. Se puede observar como en caso de atropello frontal con

el Mercedes Benz GLC a 20 km/h se genera una trayectoria post-impacto de envolvimiento.



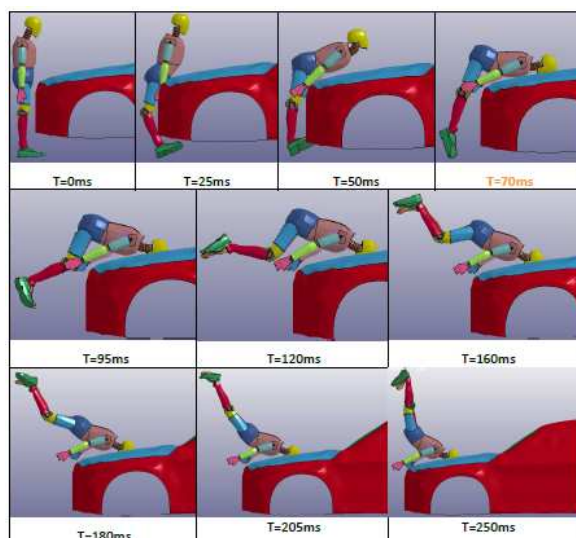
**Figura 5.5. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 20 km/h.**

En la Figura 5.6 se muestra un ejemplo de las gráficas resultantes tras las simulaciones, en la que se puede observar cómo varía la aceleración en función del tiempo. En la parte derecha de la gráfica se muestra el valor HIC obtenido, junto con el que se supondría en caso de que la simulación hubiese sido llevada a cabo utilizando un impactador de cabeza únicamente y no un dummy de cuerpo completo (HIC(d)).



**Figura 5.6. Aceleración en el centro de gravedad de la cabeza del peatón en función del tiempo de impacto: valores HIC y HIC(d).**

En la siguiente figura se detalla la trayectoria post-impacto experimentada por el peatón cuando se aumenta la velocidad de atropello a 40 km/h, donde se puede observar una dinámica característica de un volteo sobre el techo.

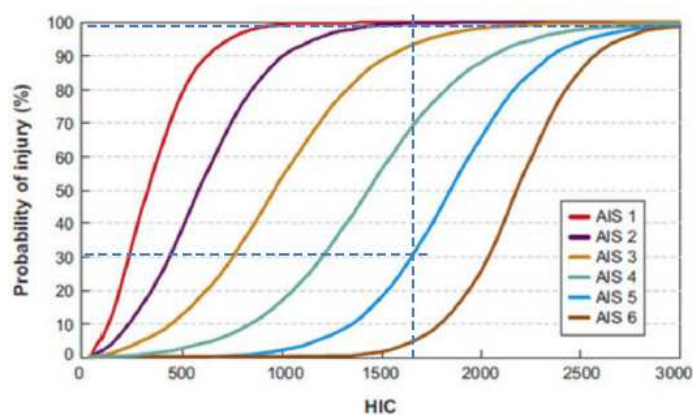


**Figura 5.7. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 40 km/h.**

En la Tabla 5.8 se resumen los valores obtenidos en estas simulaciones, incluyendo la probabilidad de lesión de sufrir una lesión cerebral crítica (AIS 5+) en este caso. Mediante la gráfica empírica mostrada en Figura 5.8 se podría obtener la probabilidad correspondiente de sufrir lesiones cerebrales según diversos grados de gravedad AIS.

**Tabla 5.8. Resultados sobre influencia de velocidad en parámetros de lesión de la cabeza.**

Velocidad de impacto	HIC	HIC (d)	Probabilidad de sufrir una lesión AIS5+
20 km/h	1638	1402	31%
40 km/h	4953	3903	>99%



**Figura 5.8. Probabilidad de sufrir una lesión cerebral según HIC y gravedad de lesión (AIS).**

Se puede observar como la influencia que ejerce la velocidad de impacto sobre la gravedad de lesión es exponencial, es decir, que para iguales incrementos de velocidad la severidad de la lesión no aumenta en la misma proporción sino que lo hace en una tendencia mucho más significativa. En este ejemplo, al doblar la velocidad de atropello, la probabilidad de lesión se incrementa en más de tres veces su valor inicial. Por lo que

repetir este escenario de atropello a una velocidad de 60 km/h, no aportaría mucha más información sobre los daños observados en la cabeza del peatón, ya que la probabilidad de que éste sobreviviera a tal velocidad sería prácticamente efímera en lo que a lesiones en la cabeza se refiere.

#### 5.1.1.4. Resultados sobre influencia de la posición del peatón respecto al frontal del vehículo en parámetros de lesión de la cabeza

En este apartado se muestran resultados de gravedad de lesión cerebral según la posición que mantiene el peatón respecto a la parte delantera del vehículo en el momento previo al atropello. Este parámetro influye en la severidad de lesión puesto que las articulaciones y diferentes zonas corporales del peatón no cuentan con la misma flexibilidad y resistencia al impacto en todas las direcciones. Por ejemplo, la articulación de la rodilla sólo permite el movimiento y rotación en determinados grados de libertad y direcciones, impidiendo el movimiento en el resto. Otro ejemplo claro sería el cuello, que presenta mayor flexibilidad y tolerancia en la dirección anteroposterior del cuerpo humano que en dirección lateral.

En las siguientes figuras, se muestran, para el modelo de vehículo Peugeot Traveller, las diferentes secuencias de atropello a 40 km/h cuando el peatón se encuentra posicionado frontalmente, lateralmente y de espaldas al vehículo. En el atropello frontal se observa una trayectoria post-impacto del peatón combinada de envolvimiento seguido de una proyección del cuerpo hacia delante. En posición lateral, la dinámica del peatón resultante es claramente una proyección hacia delante. Mientras que en el atropello por la espalda, de nuevo se observa una trayectoria de envolvimiento hasta que la cabeza colisiona con el vehículo seguido de una proyección hacia delante.

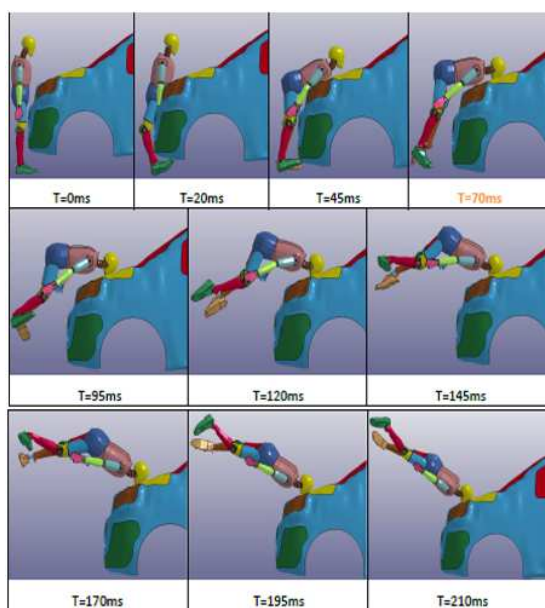
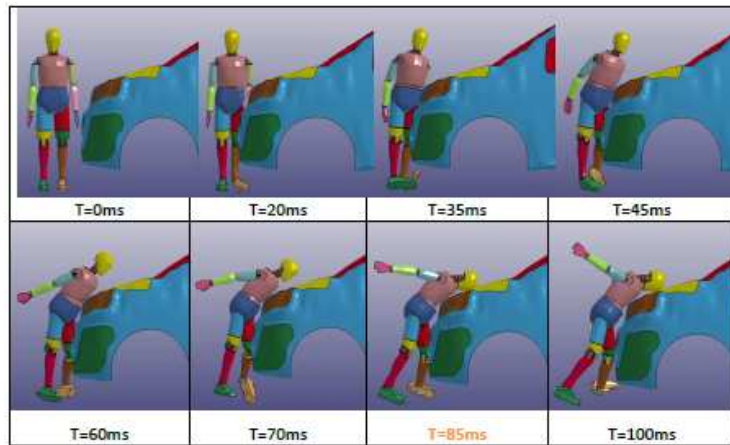
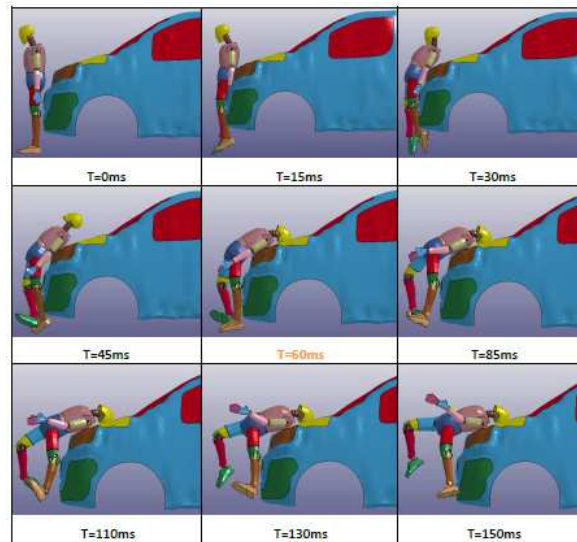


Figura 5.9. Secuencia de atropello frontal con Peugeot Traveller a 40 km/h.



**Figura 5.10. Secuencia de atropello lateral con Peugeot Traveller a 40 km/h.**



**Figura 5.11. Secuencia de atropello por la espalda con Peugeot Traveller a 40 km/h.**

En la Tabla 5.9 se han registrado los valores HIC obtenidos para las tres posiciones estudiadas. Se confirma que la posición del peatón en el momento del atropello respecto al vehículo es determinante en la gravedad de las lesiones. Aspectos como la rotación del cuerpo sobre la superficie del vehículo o la energía absorbida por otras partes del cuerpo antes del impacto de la cabeza, influyen en la menor o mayor energía que absorbe la cabeza del peatón en el momento que impacta contra el vehículo, determinando así la menor o mayor severidad de lesión.

**Tabla 5.9. Resultados sobre influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la cabeza con Peugeot Traveller.**

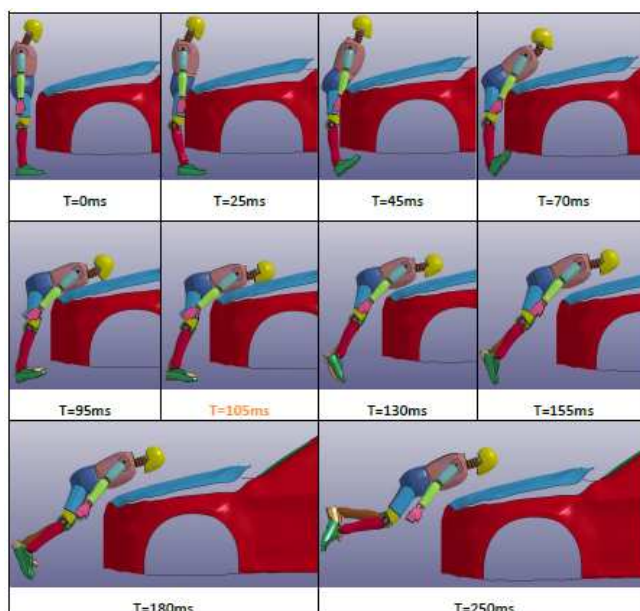
Posición del peatón	HIC	HIC (d)	Probabilidad de sufrir una lesión AIS5+
Frontal	2.345	1.936	90%
Lateral	2.092	1.745	72%
De espaldas	8.110	6.285	>99%



Teniendo en cuenta estos valores se podría decir que, si el peatón es atropellado por uno de sus laterales la probabilidad de sufrir una lesión cerebral sería menor. Mientras que la posición de espaldas sería la peor situación. Esto puede ser debido a que el punto de impacto entre peatón y vehículo ocurre en una posición más baja del cuerpo en este último caso, por lo que en la cabeza se genera un momento mayor provocando que la cabeza adquiera más velocidad antes de impactar con el vehículo. También, la mayor gravedad observada en la cabeza cuando el atropello es trasero puede ser debido a que en la zona trasera se encuentra la zona más sensible de la cabeza. Se trata de la zona occipital, donde se encuentra el tronco encefálico, la médula y la conexión con la zona cervical que puede resultar crítica. Por otro lado, no se observa gran diferencia en los resultados obtenidos entre posición frontal y lateral.

#### 5.1.1.5. Resultados sobre influencia de las medidas pasivas de seguridad en parámetros de lesión de la cabeza

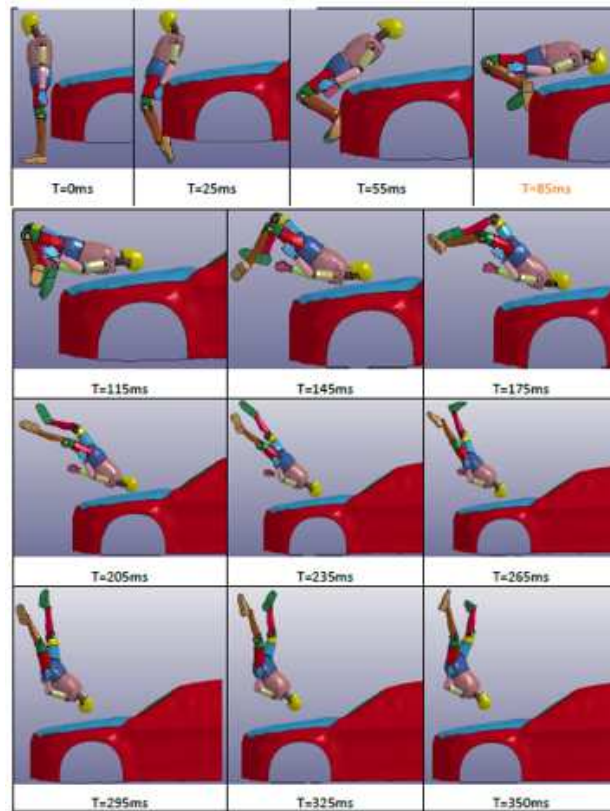
En este apartado se analizan los resultados de severidad de lesión obtenidos en la cabeza del peatón según la influencia que puede ejercer un sistema de seguridad pasiva tan importante como es el capó activo. En la siguiente figura se puede observar lo que conllevaría aumentar la distancia de separación con el bloque motor situado bajo el capó. Elevar el capó por su zona trasera algunos centímetros, además de evitar el impacto con partes del vehículo con mayor rigidez y aumentar la capacidad de deformación del capó, puede modificar también la trayectoria del peatón. Así, las diferentes partes del cuerpo entran en contacto con el vehículo en instantes de tiempo inferiores, evitando de esta forma también que la cabeza aumente más su aceleración antes de impactar con el capó.



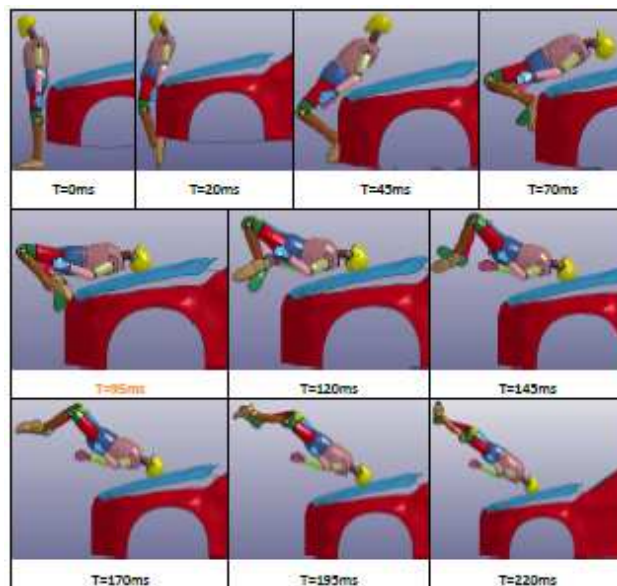
**Figura 5.12. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz GLC a 20 km/h con capó activo.**



A continuación, se muestran a modo de ejemplo las secuencias de atropello trasero por el Mercedes Benz GLC a 40 km/h cuando el capó activo se encuentra desactivado y cuando se encuentra activado, para que éstas puedan ser comparadas.



**Figura 5.13.** Secuencia de atropello trasero con Mercedes Benz GLC a 40 km/h sin capó activo.



**Figura 5.14.** Secuencia de atropello trasero con Mercedes Benz GLC a 40 km/h con capó activo.

En la Tabla 5.10 se muestran los resultados obtenidos de los diferentes escenarios de atropello simulados para evaluar la influencia del capó activo en la severidad de lesión de la cabeza.

**Tabla 5.10. Resultados de análisis de influencia del capó activo en parámetros de lesión de la cabeza.**

Velocidad de impacto	Posición del peatón	Capó activo	HIC	HIC (d)	Probabilidad de sufrir una lesión AIS5+
20 km/h	Frontal	No	1.638	1.402	30%
		Sí	1.339	1.177	9%
	Lateral	No	881	831,1	3%
		Sí	689,1	686,3	2%
	Trasero	No	49,46	203,7	≈0%
		Sí	44,59	200	≈0%
40 km/h	Lateral	No	8.353	6.468	>99%
		Sí	6.550	5.108	>99%
	Trasero	No	7.924	6.145	>99%
		Sí	5.669	4.443	>99%

Se puede concluir que evidentemente la influencia de un sistema de seguridad de estas características es más que recomendable y debería ser equipado de serie en cualquier tipo de vehículo, ya que es capaz de reducir considerablemente la gravedad de lesión en la cabeza. Esto podría suponer la diferencia entre la vida y la muerte del peatón al tratarse la cabeza de una región vital en la supervivencia. Por otro lado, también se observa que para velocidades elevadas, aunque este sistema sigue siendo efectivo la capacidad de evitar una lesión fatal en el peatón se ve reducida. Por ejemplo, a baja velocidad (20 km/h), en atropello frontal el HIC se reduce en un 18,3%. Mientras que a una velocidad más alta (40 km/h), el HIC se reduce en un 28,5% pero sigue manteniendo valores excesivamente altos que no evitarían el fallecimiento del peatón. Por tanto, el capó activo puede reducir los daños de forma significativa pero sólo hasta ciertas velocidades, ya que en velocidades de impacto elevadas (en torno a los 40-50 km/h) puede no conseguir una reducción tan drástica de la severidad de lesión como para evitar la muerte del peatón en todos los casos.

#### **5.1.1.6. Resultados sobre influencia del tipo de material en parámetros de lesión de la cabeza**

En la Figura 5.15, Figura 5.16 y Figura 5.17, se pueden observar ejemplos de las simulaciones llevadas a cabo en este análisis. En estas simulaciones concretas, el material empleado en la carrocería es aluminio. No obstante, la trayectoria post-impacto observada en el peatón cuando el material utilizado es acero resulta idéntica, debido a que se trata del mismo modelo de vehículo. Sin embargo, los valores observados en la severidad de lesión de la cabeza son evidentemente distintos debido a la diferente capacidad de absorción de energía procedente del impacto que presentan los dos materiales.

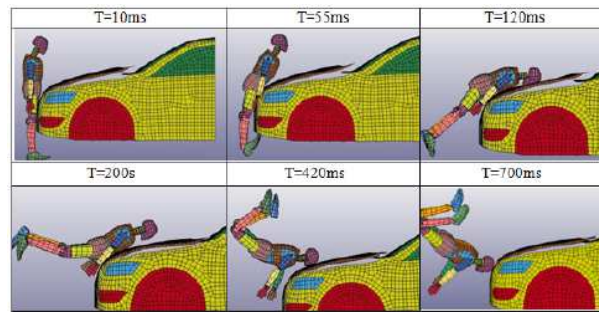


Figura 5.15. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 20 km/h.

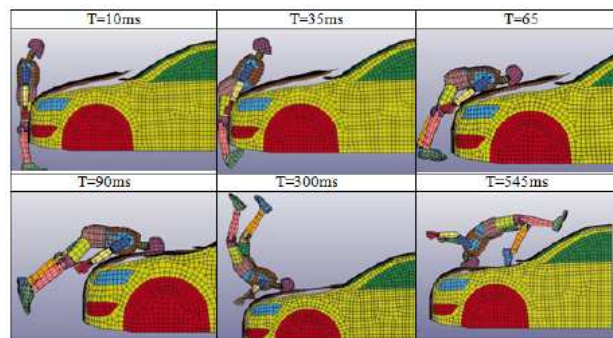


Figura 5.16. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h.

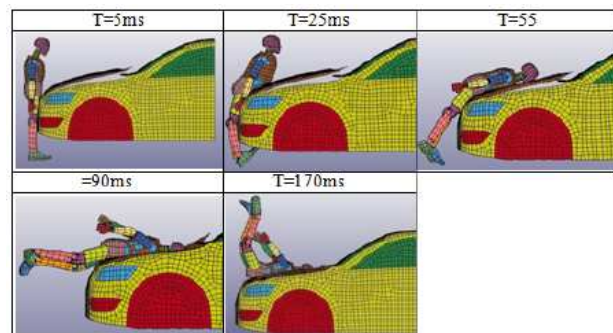


Figura 5.17. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 60 km/h.

En la Tabla 5.11, se registran los valores de gravedad de lesión obtenidos en la cabeza del dummy bajo los diferentes escenarios de atropello analizados en este caso.

**Tabla 5.11. Resultados sobre influencia del material del capó en parámetros de lesión de cabeza.**

Velocidad de impacto	Material del capó			
	Aluminio		Acero	
	HIC	HIC (d)	HIC	HIC (d)
20 km/h	131,8	304,7	214,9	338,6
40 km/h	652,4	822,3	1.347	1.182
60 km/h	1.532	1.322	1.585	1.362

A la vista de los resultados, se puede concluir que utilizar aluminio en la fabricación del capó se traduciría en una menor gravedad de lesión en la cabeza del peatón. Esto puede ser debido tanto a sus propiedades mecánicas como a que utilizar aluminio en la carrocería del vehículo disminuiría considerablemente la masa del vehículo, reduciendo así la cantidad de energía que debería ser absorbida en caso de impacto y, con ello, disminuiría la severidad de las lesiones. Según los resultados obtenidos, esta diferencia que supone la utilización de uno u otro material sería más apreciable en velocidades de atropello en torno a los 40 km/h. A velocidades más altas, como 60 km/h, no se observa gran diferencia. Esto podría ser debido a que, cuando la velocidad es muy elevada, precisamente el factor velocidad resulta tan determinante e influyente en la gravedad de lesión que hace que la utilización de materiales menos lesivos no sea tan eficiente en la reducción del valor HIC. No obstante, no se observan diferencias lo suficientemente significativas entre la utilización de acero y aluminio en los parámetros de lesión de la cabeza en lo que a probabilidad de sufrir lesiones cerebrales graves se refiere.

#### 5.1.1.7. Resultados sobre influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la cabeza

En la Figura 5.18 y Figura 5.19 se pueden observar los diferentes puntos de impacto clave que puede experimentar el peatón cuando se modifica de forma considerable el diseño del frontal, en este caso mediante la variable altura de frontal.

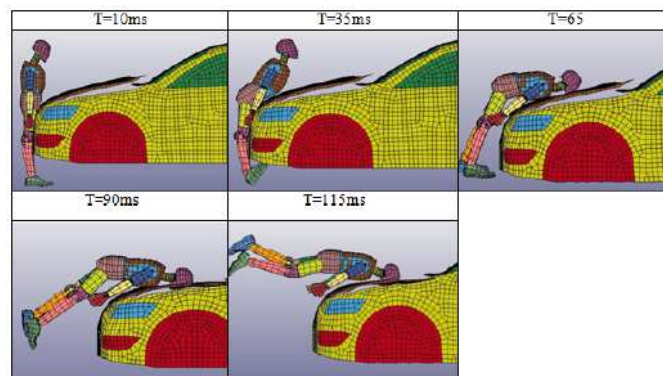


Figura 5.18. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h.

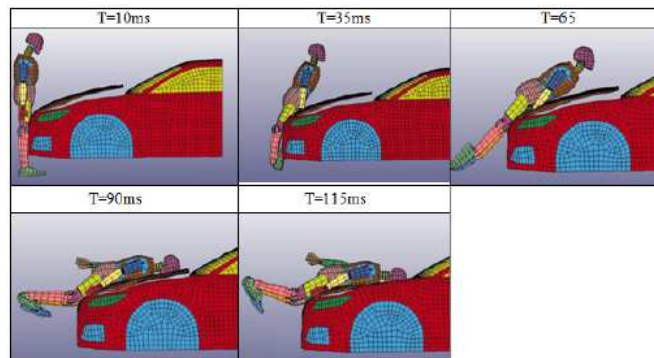


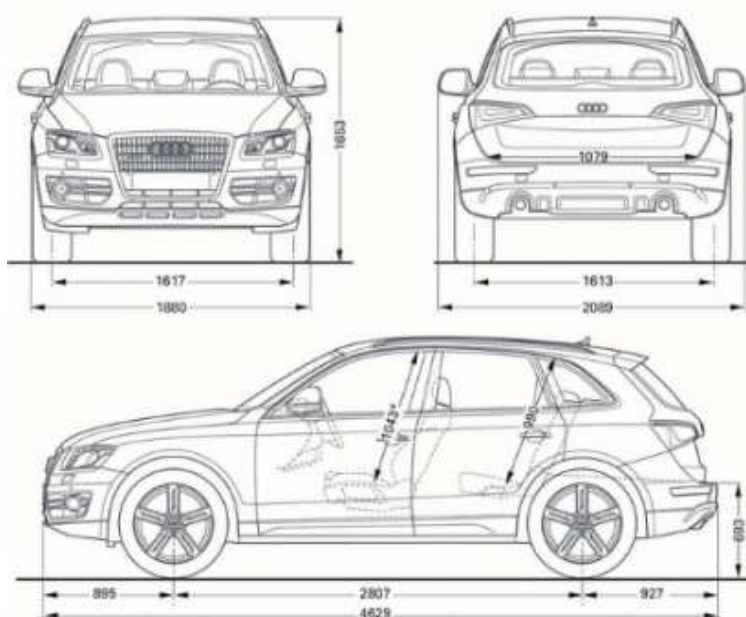
Figura 5.19. Secuencia de atropello frontal con Audi TT a 40 km/h.

En la Tabla 5.12 se muestran los resultados de severidad de lesión cuando el modelo de vehículo implicado en el atropello es el Audi Q5 frente a cuando el vehículo es el Audi TT.

**Tabla 5.12. Resultados sobre influencia de la altura del frontal en parámetros de lesión de la cabeza.**

Velocidad de impacto	Modelo de vehículo			
	Audi Q5		Audi TT	
	HIC	HIC (d)	HIC	HIC (d)
40 km/h	652,4	658,6	4.214	3.346

Tras analizar los resultados obtenidos, se puede observar una enorme diferencia en la severidad de lesión de la cabeza, siendo mucho más grave en el caso del Audi TT. Esta disparidad puede ser explicada mediante la posición del primer impacto o contacto entre peatón y vehículo debido a la diferente altura del borde delantero del capó entre ambos vehículos. En la Figura 5.20 y Figura 5.21 se detallan las dimensiones exteriores para el Audi Q5 y el Audi TT. En ellas se puede apreciar que la altura del frontal en el Audi TT es inferior. En la secuencia de atropello de este vehículo (ver Figura 5.19), se comprueba que el primer contacto entre peatón y vehículo se produce a la altura de la rodilla. Mientras que en el caso del Audi Q5 (ver Figura 5.18) este primer impacto se produce más arriba, a la altura de la parte superior del fémur y la pelvis. Esto provoca un mayor momento en la parte superior del torso del peatón en el caso del Audi TT al existir una mayor distancia respecto a la posición del primer impacto. En consecuencia, la cabeza se acelera más en su movimiento de envolvimiento hacia el capó hasta impactar con el vehículo, lo que se traduce en lesiones de mayor gravedad en la cabeza.



**Figura 5.20. Dimensiones exteriores del modelo de vehículo Audi Q5.**



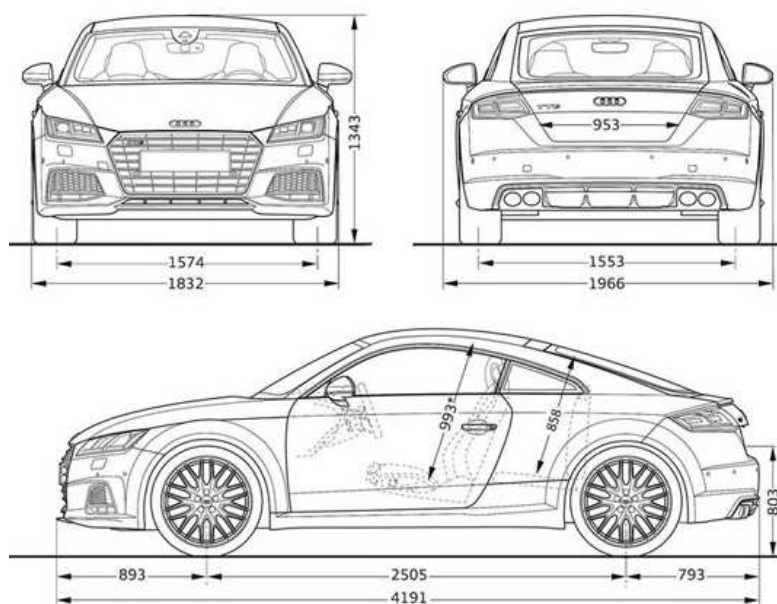


Figura 5.21. Dimensiones exteriores del modelo de vehículo Audi TT.

### 5.1.2. Comparación de resultados utilizando como modelo de peatón un impactador de cabeza

En este apartado se analiza si existen diferencias significativas en los resultados de severidad de lesión en la cabeza en aquellas simulaciones en las que el modelo de peatón utilizado es un dummy de cuerpo completo frente a aquellas otras en las que se utiliza un impactador de cabeza. En el caso del impactador de cabeza, se pierde la información referida a la trayectoria y fuerzas que pueden generarse en la cabeza como consecuencia del movimiento del resto de partes del cuerpo del peatón. La ventaja es que permite controlar el ángulo de impacto de la cabeza, así como también permite conocer el punto exacto donde impactará la cabeza sobre el capó, evitando la mayor aleatoriedad que puede presentar el movimiento de la cabeza cuando pertenece al dummy de cuerpo completo. No obstante, el dummy representa de una forma más fiel la dinámica real de un peatón tras un atropello.

En la siguiente figura se muestra un ejemplo de la secuencia de atropello obtenida con el impactador de cabeza. Las secuencias con el dummy ya han sido expuestas anteriormente.

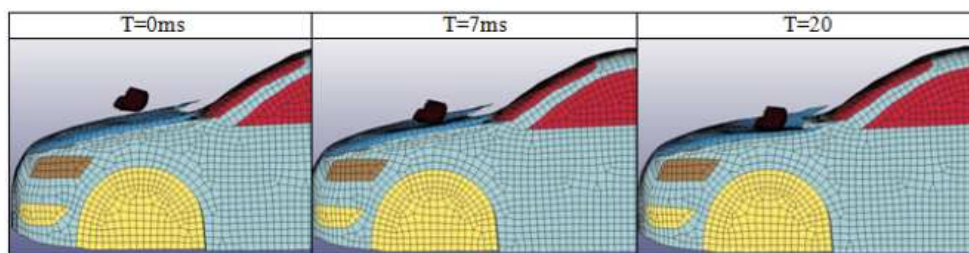
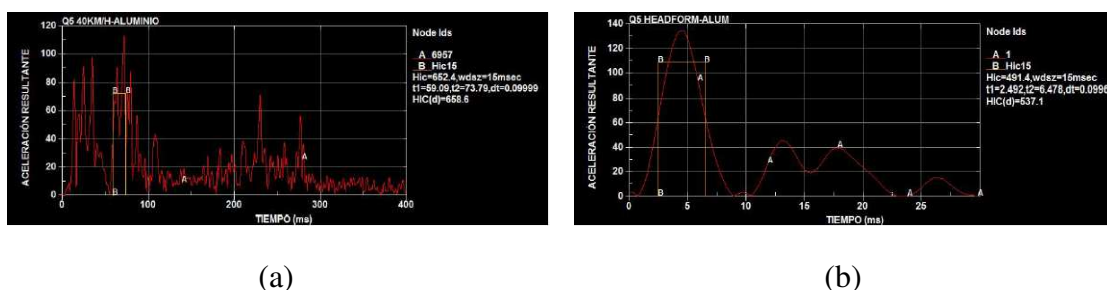


Figura 5.22. Secuencia de atropello frontal con Audi Q5 a 40 km/h utilizando un impactador de cabeza.

En Figura 5.23, se pueden apreciar las diferencias existentes en los valores de aceleración registrados en el centro de gravedad de la cabeza en función del tiempo para el caso de utilizar un dummy de cuerpo completo frente a cuando se utiliza un impactador de cabeza. Se observa una mayor variabilidad de datos en el dummy, debido a todos los movimientos de la cabeza previos al impacto, al propio contacto con el vehículo y a los movimientos experimentados posteriormente.



**Figura 5.23. Comparación de resultados de aceleración en función del tiempo en un dummy de cuerpo completo (a) y un impactador de cabeza (b).**

En la Tabla 5.13 se han registrado los valores de severidad de lesión en la cabeza obtenidos en las simulaciones a analizar en este apartado.

**Tabla 5.13. Resultados sobre influencia del modelo de peatón (dummy o impactador de cabeza) en parámetros de lesión de cabeza.**

Velocidad de impacto	Material del capó	Modelo de peatón			
		Dummy		Impactador de cabeza	
		HIC	HIC (d)	HIC	HIC (d)
40 km/h	Aluminio	652,4	658,6	491	537,1
	Acero	1.347	1.182	1.547	1.334

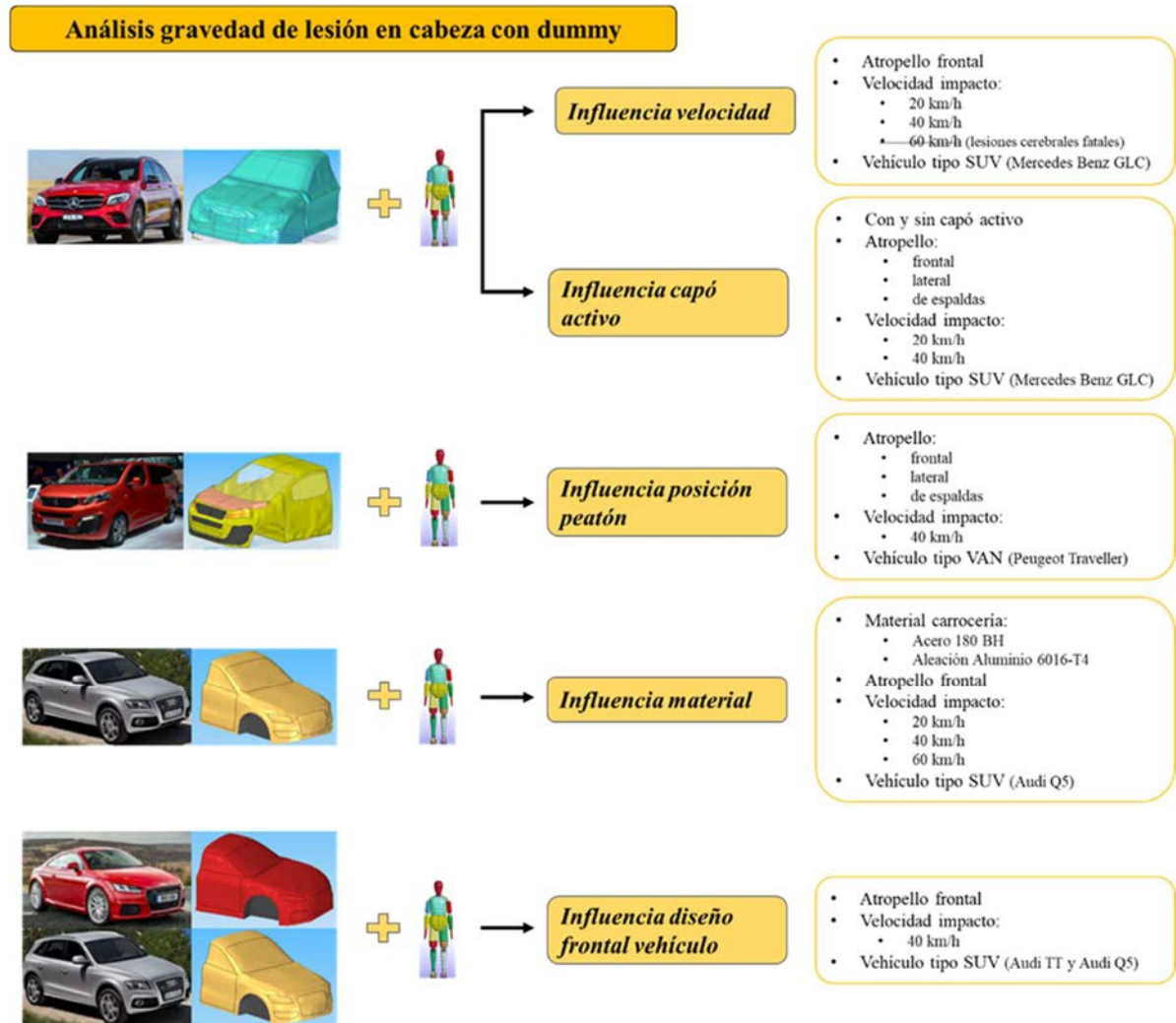
Cabe señalar que los valores a comparar serían el HIC del dummy frente al HIC(d) para el impactador de cabeza. En el caso del capó de aluminio, en el dummy el HIC es de 652,4 mientras que el HIC(d) en el impactador de cabeza es 537,1. Estos valores traducidos en riesgo de sufrir una lesión AIS 5+ no suponen gran diferencia, ya que sería prácticamente nula en ambos casos. Tampoco se aprecian diferencias para riesgo de lesión AIS 3+. En el caso del capó de acero, el HIC del dummy es 1.347, y el HIC(d) del impactador de cabeza obtenido es 1.334, por lo que se considera nuevamente que los resultados obtenidos en ambos casos son prácticamente iguales.

Por tanto, se podría concluir que tanto con el dummy de cuerpo completo como con el impactador de cabeza se pueden obtener los mismos resultados de severidad de lesión en la cabeza como consecuencia de un atropello. Otra ventaja añadida a las ya comentadas es que con el impactador de cabeza se reducirían los tiempos y complejidad de la simulación. No obstante, cabe recordar que con el impactador no se podría conocer información sobre la trayectoria post-impacto que seguiría la cabeza bajo diferentes condiciones iniciales de atropello, así como tampoco se podría extraer información sobre

lo que le ocurre al resto de zonas corporales del peatón. Concluyendo así, que utilizar un impactador de cabeza en lugar de un dummy de cuerpo completo sería válido y útil únicamente cuando se pretendan conocer daños en la cabeza.

## 5.2. Resumen de análisis de gravedad de lesión en cabeza

En la Figura 5.24 se muestran a modo de resumen los diferentes parámetros que han sido modificados en cada uno de los ensayos virtuales llevados a cabo para analizar la gravedad de lesión en la cabeza cuando se utilizaba como modelo de peatón un dummy.



**Figura 5.24. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en cabeza utilizando un dummy.**

En la Figura 5.25, en cambio, se muestran las características principales de las diversas simulaciones realizadas con un impactador de cabeza.

En la Figura 5.26 se exponen los criterios de lesión cerebral utilizados en las simulaciones de este análisis.



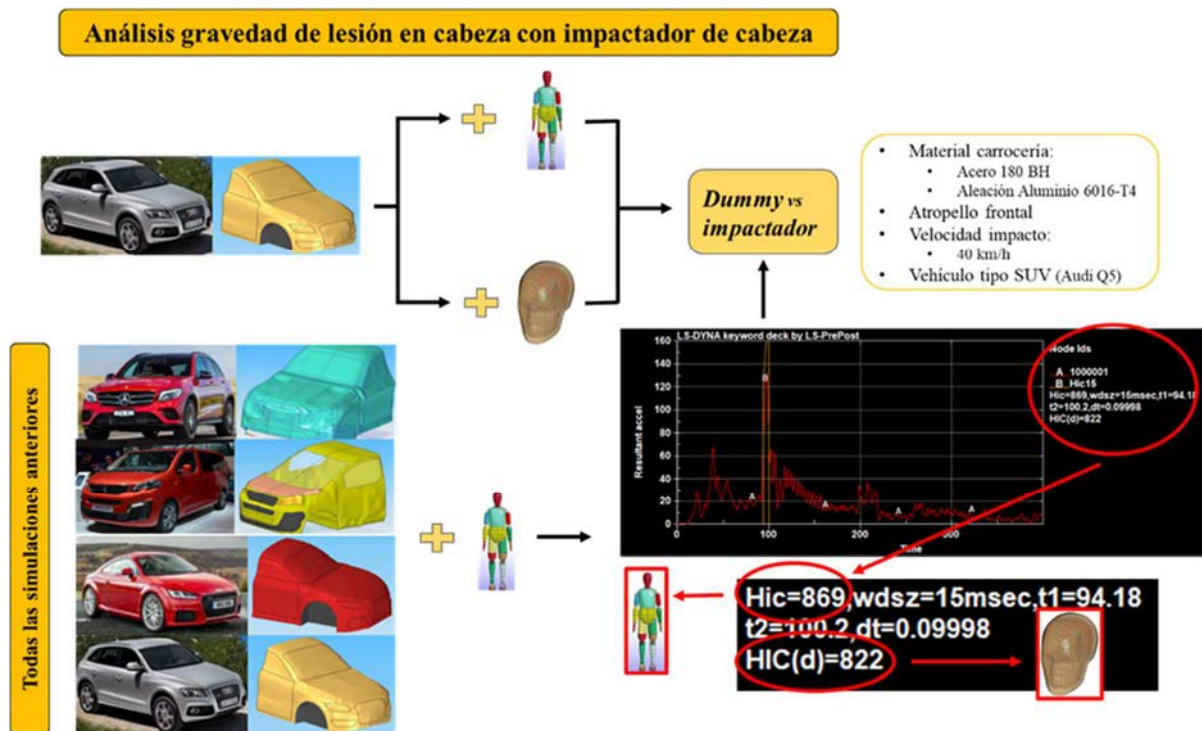


Figura 5.25. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en cabeza utilizando un impactador.

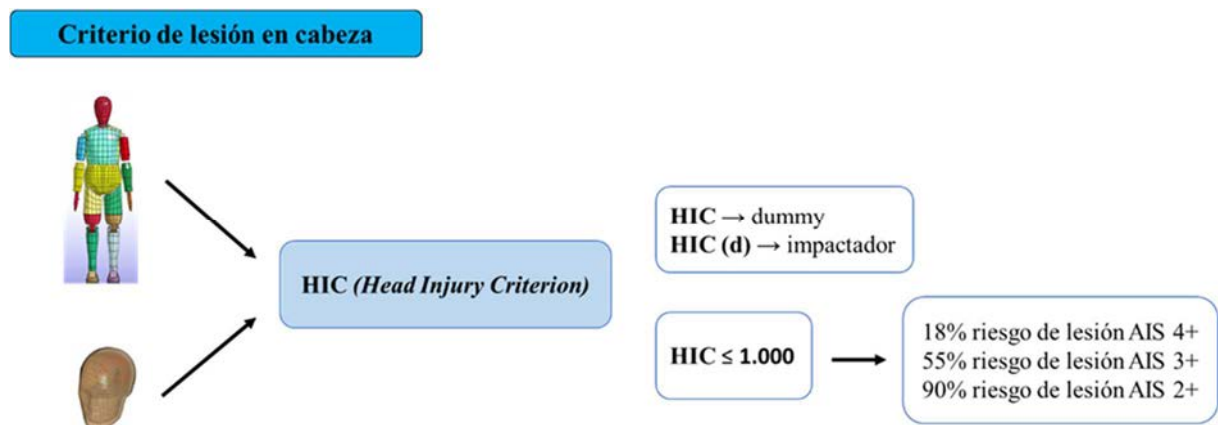


Figura 5.26. Criterios de lesión cerebral utilizados en los ensayos virtuales.

En las siguientes figuras se pueden consultar las principales conclusiones obtenidas tras el análisis de severidad lesional en la cabeza de un peatón.

Resultados de análisis de gravedad de lesión en cabeza

Influencia velocidad

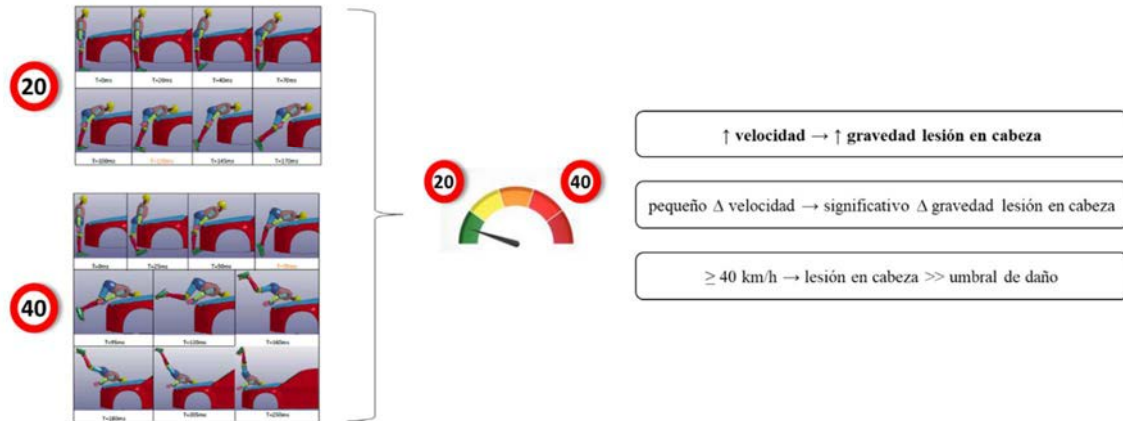


Figura 5.27. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión cerebral.

Influencia posición peatón

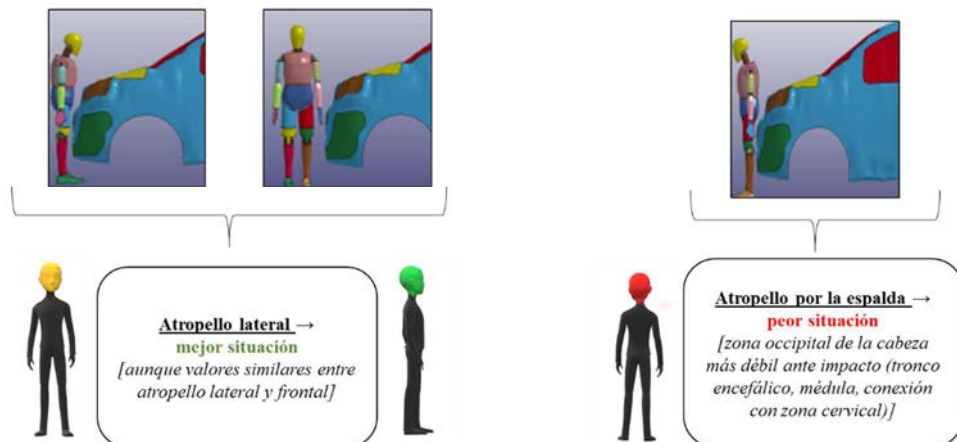


Figura 5.28. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión cerebral.

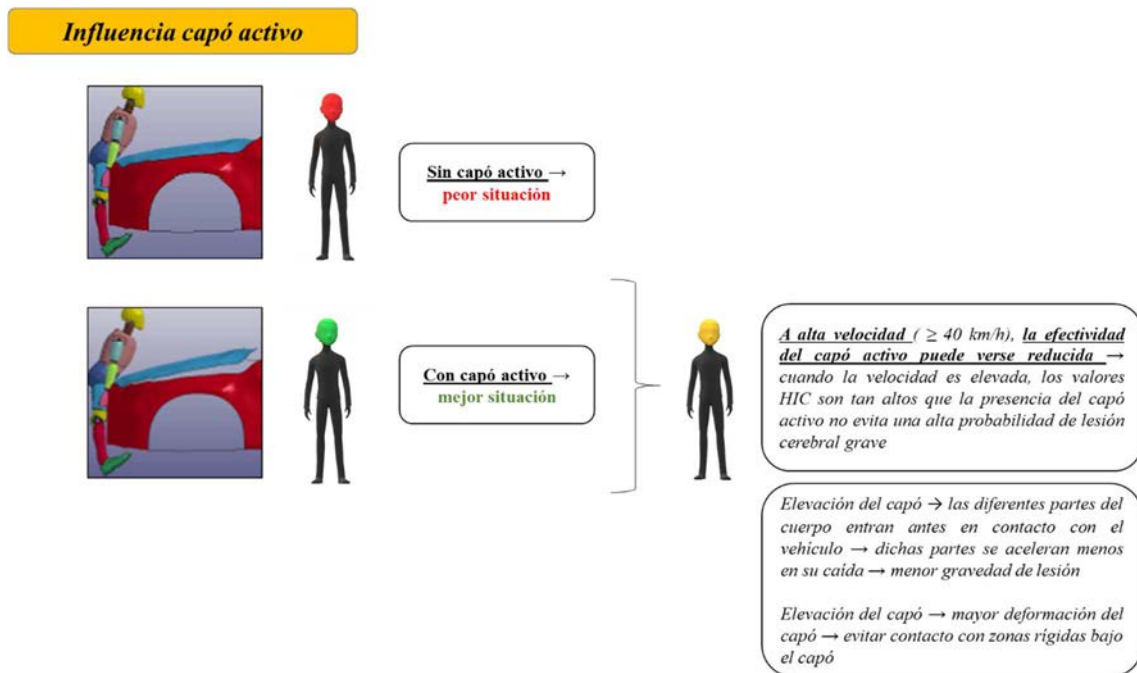


Figura 5.29. Resultados de análisis de influencia del capó activo en gravedad de lesión cerebral.

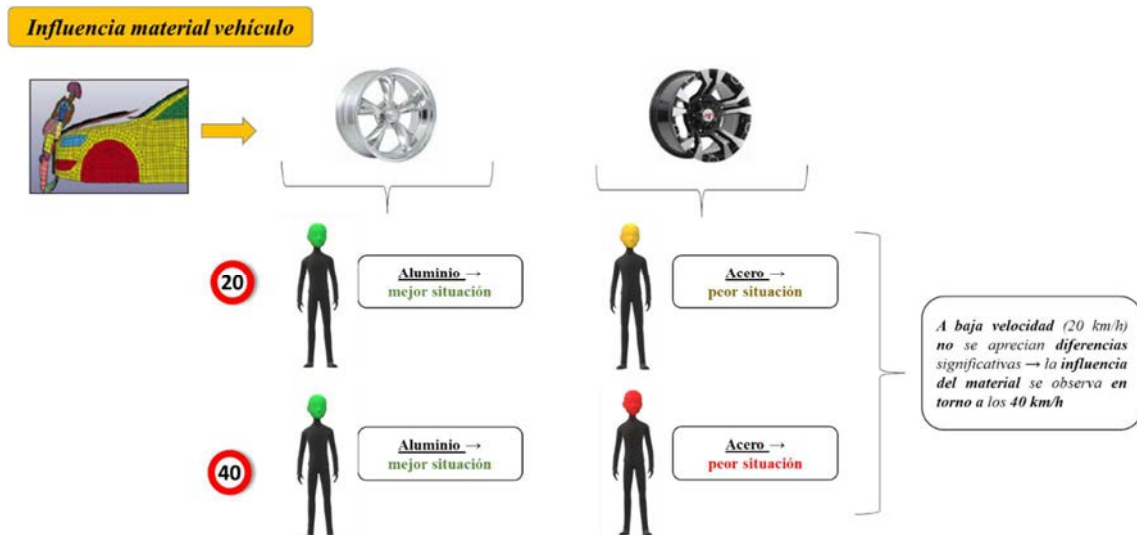


Figura 5.30. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión cerebral.

### Influencia altura frontal vehículo

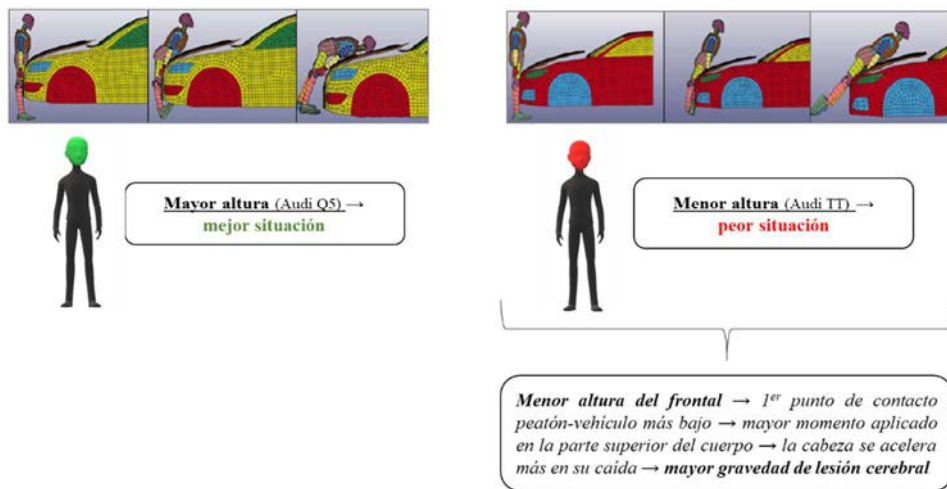


Figura 5.31. Resultados de análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión cerebral.

### Influencia tipo modelo de peatón

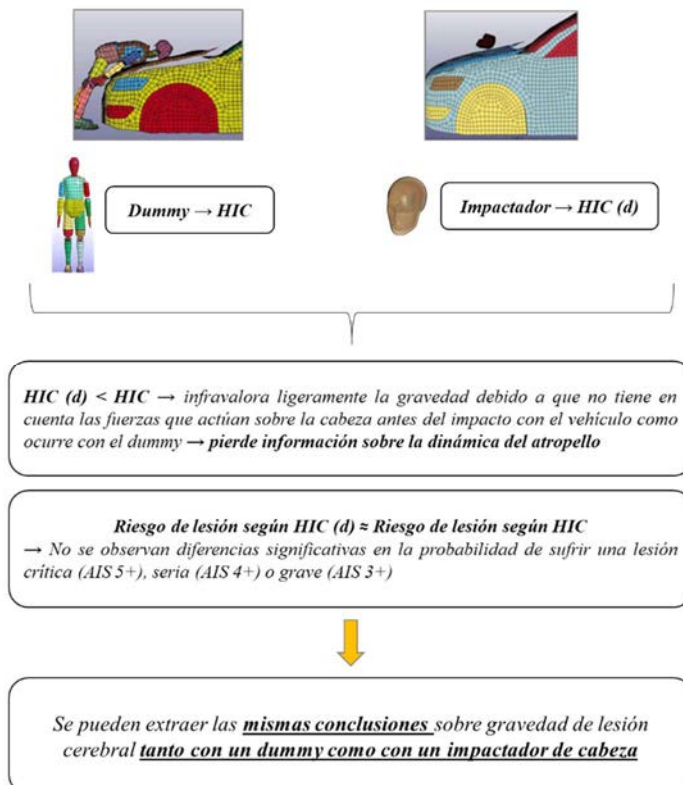


Figura 5.32. Comparación de resultados de un dummy frente a un impactador de cabeza.

## *Capítulo VI*

# **6. Análisis en materia de protección de las extremidades inferiores del peatón**

Este capítulo se centra en evaluar la gravedad de lesión en las extremidades inferiores bajo la influencia de diferentes factores involucrados en el atropello (como puede ser la velocidad de impacto, la posición del peatón o el diseño del frontal del vehículo) mediante la realización de ensayos virtuales. Se busca determinar qué parámetros afectan de forma notable en las lesiones sufridas en las piernas y con ello analizar cuáles deben ser considerados en un ensayo de homologación y con qué valores para asegurar una evaluación eficaz de la protección que puede ofrecer un modelo concreto de vehículo. Se verifica también si los parámetros que ya son tenidos en cuenta en la actual reglamentación (como la influencia de la velocidad de impacto) utilizan un valor suficiente y adecuado para dicho parámetro, o por el contrario debería ser modificado.

Por otro lado, estas simulaciones, junto con las del capítulo anterior, permiten validar los ensayos virtuales con dummy completo, de forma que las conclusiones y secuencias de atropello obtenidas en dichos ensayos puedan ser utilizadas en el planteamiento de un test que evalúe las lesiones en la zona torso-abdominal del peatón. Los ensayos virtuales de este capítulo permiten, además, la comparación de resultados cuando se utiliza un impactador de pierna frente a los resultados obtenidos cuando se utiliza un dummy de cuerpo completo.

## 6.1. Análisis de gravedad de lesión en las extremidades inferiores según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello

### 6.1.1. Ensayos virtuales utilizando un impactador de pierna como modelo de peatón

#### 6.1.1.1. Modelos utilizados

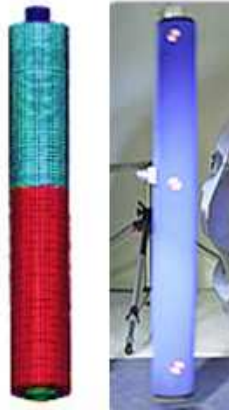
Se utilizan tres modelos CAD de vehículos diferentes: BMW 116, Citroën C6 y Mercedes Benz M Class. En cuanto al motivo de su elección, el primer vehículo ofrece una protección media al peatón según los ensayos de Euro NCAP, el segundo modelo una buena protección, mientras que el último es precisamente el diseño opuesto a lo que se espera en materia de seguridad de un peatón. El BMW 116 obtuvo una calificación en los tests de atropello de un 63%. El Citroën C6 fue elegido también por ser pionero en incorporar el sistema de seguridad del capó activo. En cuanto a protección al peatón, este modelo fue el primero en obtener cuatro estrellas. Sin embargo, el modelo de Mercedes Benz M Class fue seleccionado por pertenecer a una categoría de vehículo no considerada segura para los peatones como es el caso de los todoterrenos o SUV. En las pruebas Euro NCAP, este modelo ofrece una mala protección en la zona de las extremidades inferiores tras el impacto contra el parachoques y el capó, así como en la cabeza, obteniendo 6 puntos y una estrella.



Figura 6.1. Modelos virtuales y reales de los modelos de vehículo para análisis de parámetros de lesión de la pierna (en orden descendente: BMW 116, Citroën C6 y Mercedes Benz M Class).



Dado que el estudio se centra en las extremidades inferiores del peatón, el modelo utilizado en las simulaciones consiste en un impactador con forma de pierna, conocido como *legform*.



**Figura 6.2. Modelo virtual y real del impactador de pierna utilizado.**

Este modelo virtual de elementos finitos, previamente validado, fue proporcionado por *Livermore Software Technology Corporation* (LSTC). Su diseño está basado en el Reglamento europeo nº 631/2009 y consta de dos segmentos rígidos recubiertos de espuma, que representan el fémur (muslo) y la tibia (pierna), junto con la masa muscular, unidos por una articulación deformable a modo de rodilla.

#### **6.1.1.2. Metodología de ensayos**

Una vez finalizada la fase de modelado virtual, se procede a la realización de las simulaciones en la que se reproducen diferentes escenarios de atropello atendiendo a la modificación de los parámetros cuya influencia se persigue analizar en este apartado, y poder concluir así cómo afectan estas variables en la gravedad de las lesiones sufridas en las extremidades inferiores. En la Tabla 6.1, Tabla 6.2, Tabla 6.3 y Tabla 6.4 se detallan los factores principales a modificar en las diferentes simulaciones.

**Tabla 6.1. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad y de la posición del peatón en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón	
	Lateral	Frontal
BMW 116	20 km/h	20 km/h
	30 km/h	30 km/h
	40 km/h	40 km/h
	50 km/h	50 km/h
	60 km/h	60 km/h

**Tabla 6.2. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del tipo de material en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Lateral
BMW (Acero 180 BH)	40 km/h
BMW (Acero 260 BH)	
BMW (Aleación Aluminio 6016-T4)	

**Tabla 6.3. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo con el modelo Citroën C6 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Lateral
Citroën C6	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h

**Tabla 6.4. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo con el modelo Mercedes Benz M Class en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Lateral
Mercedes Benz M Class	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h

Inicialmente, para conocer cómo influye la velocidad de impacto en la gravedad de las lesiones en las piernas, se realizan simulaciones de atropellos con el modelo BMW 116 donde se va modificando la velocidad de impacto desde 20 km/h hasta 60 km/h (en intervalos de 10 km/h). Estos mismos ensayos son utilizados para estudiar cómo afecta la posición del peatón en el tipo de lesión, ya que las simulaciones anteriores se repiten manteniendo al peatón tanto de forma lateral al vehículo como de forma frontal a éste.

A continuación, se analiza cómo influye el material de la carrocería del vehículo en el tipo de lesión que puede darse en las extremidades inferiores de un peatón. Para ello, se posiciona al peatón de forma lateral al vehículo (por ser ésta la configuración más frecuente en un atropello) y se mantiene la misma velocidad en las diferentes simulaciones para evitar así que la influencia de estos dos factores coexista en el tiempo y analizar así, en este caso, la importancia del material exclusivamente. El modelo elegido es el BMW 116, sobre el que se modifican las características principales del material. Dada la competencia del sector del automóvil para mostrar sus materiales, se decidió consultar a Arcelor Mittal [153] para conocer en detalle los materiales utilizados mayoritariamente en la fabricación de la carrocería de un vehículo. Uno de los materiales más utilizados en el frontal de un vehículo es el acero 180 Bake-Hardening (180 BH) de alta resistencia, que ya ha sido utilizado en el análisis realizado sobre la cabeza. En este caso, también se emplea otro material que suele ser utilizado en la fabricación de las



puertas de un vehículo, el acero 260 BH. Por último, se evalúa cómo influye sustituir el acero por una aleación de aluminio en la severidad de lesiones en las piernas. Según la Asociación Europea de Aluminio [154], uno de los tipos de aleación más utilizada es la 6016 (compuesta por Al-Mg-Si) con un tratamiento térmico T4, que puede reducir el peso del capó en un 50%. En la Tabla 5.4 se muestran las propiedades mecánicas del acero 180 BH y la aleación de aluminio 6016-T4 (dado que estos materiales ya fueron utilizados en el análisis de gravedad de lesión realizado en la cabeza) mientras que en la Tabla 6.5 se muestran las propiedades del acero 260 BH [153], [155], [156].

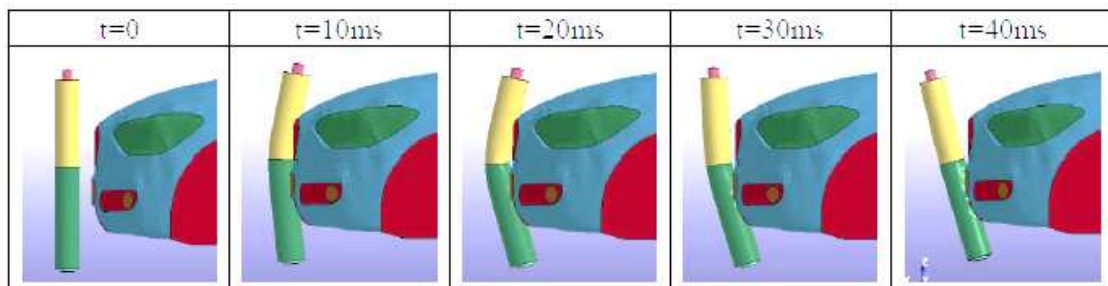
**Tabla 6.5. Propiedades del material utilizado en el análisis de influencia del material del vehículo en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Material	Densidad (kg/mm <sup>3</sup> )	Módulo de Young (N/mm <sup>2</sup> )	Módulo Tangente (N/mm <sup>2</sup> )	Límite elástico (N/mm <sup>2</sup> )	Coefficiente Poisson	Espesor (mm)
Acero 260 BH	7,8e <sup>-6</sup>	200e <sup>3</sup>	700	260-300	0,28	3

Finalmente, para estudiar cómo influye la altura del frontal del vehículo en la gravedad de las lesiones de esta zona, se enfrentan los resultados de dos modelos de vehículos con una diferencia notable de altura y de geometría delantera, el Citroën C6 y el Mercedes Benz M Class, con una posición lateral del peatón y a diferentes velocidades desde 20 km/h hasta 60 km/h (en intervalos de 20 km/h).

#### 6.1.1.3. Resultados sobre influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la pierna

A modo de ejemplo, en la Figura 6.3 y Figura 6.4 se muestran los resultados obtenidos para una de las simulaciones realizadas en este análisis. En la Figura 6.3 se muestra la secuencia de eventos que se da durante el atropello, pudiendo observar la cinemática que experimenta el impactador de pierna en diversos instantes de tiempo. Esto ayuda a comprender los valores pico alcanzados en los diferentes parámetros de lesión de la pierna (aceleración del extremo superior de la tibia, desplazamiento de rotura dinámica de la rodilla y ángulo de flexión dinámica de la rodilla) mostrados en la Figura 6.4.



**Figura 6.3. Secuencia de eventos de la simulación de un atropello lateral a 50 km/h con el modelo BMW 116 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

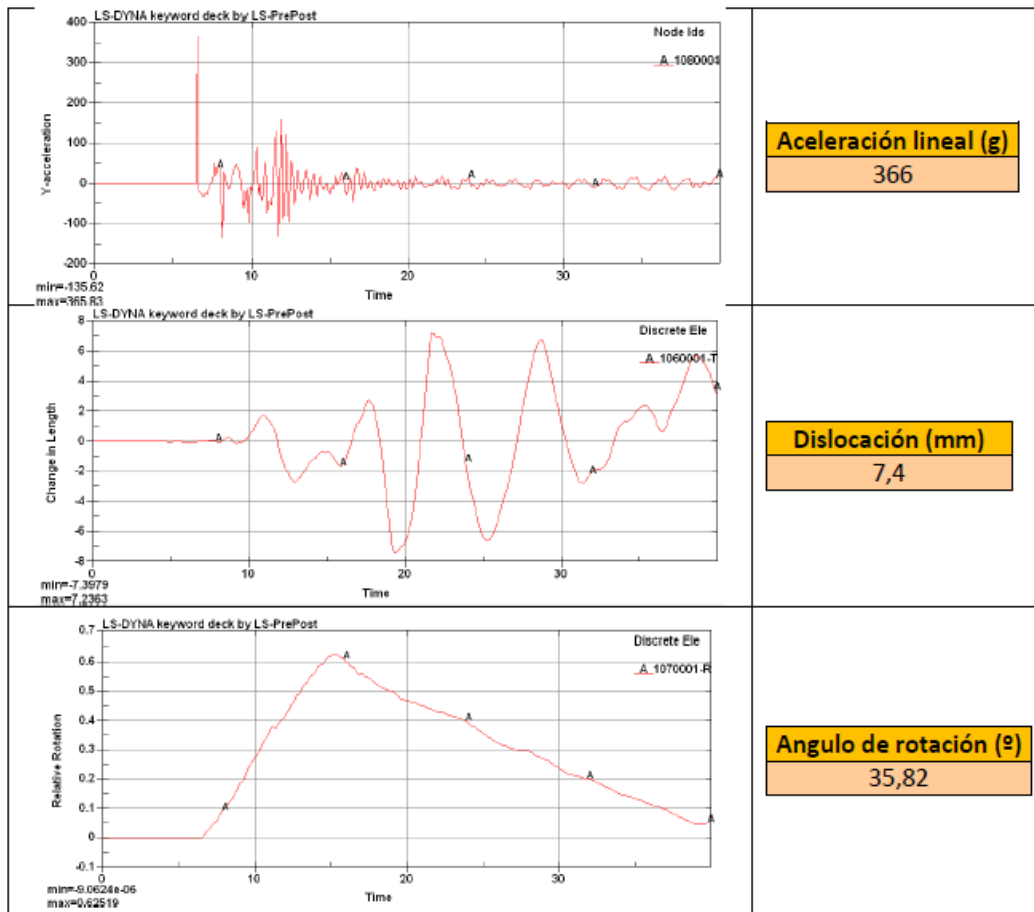


Figura 6.4. Resultados de simulación de atropello lateral a 50 km/h con el modelo BMW 116 en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.

En la Tabla 6.6 se muestran los resultados de estas simulaciones en cuanto a valores de aceleración, dislocación y ángulo de flexión del impactador de pierna del peatón.

Tabla 6.6. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la velocidad (atropello lateral y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.

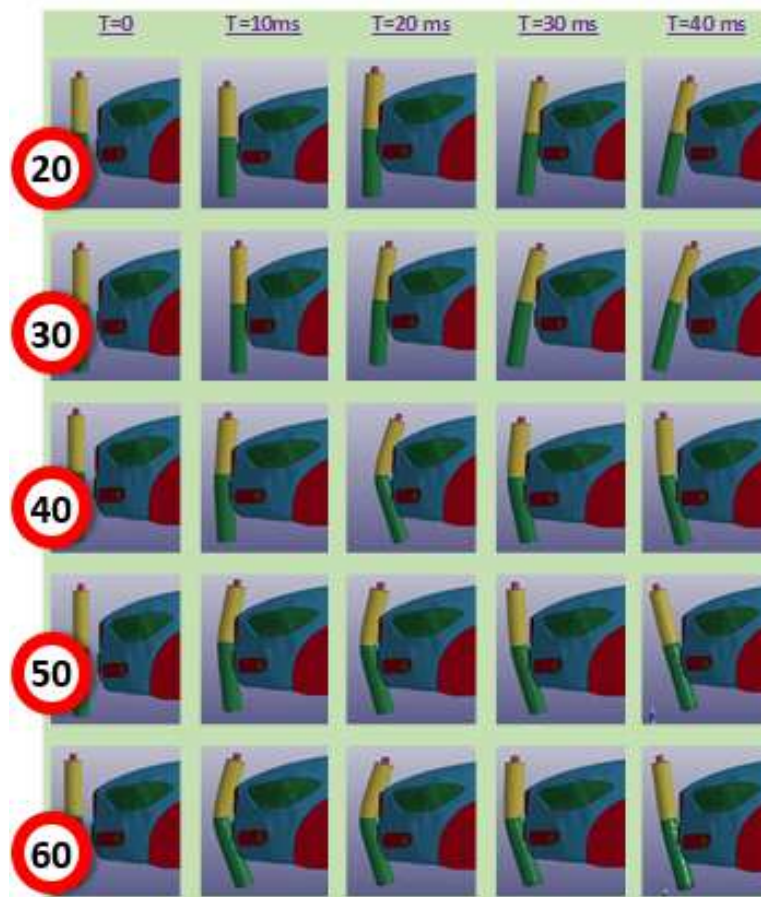
Velocidad (km/h)	Aceleración (g's)	Dislocación (mm)	Ángulo flexión (°)
20	82	0,034	2,94
30	187	0,059	5,78
40	234	3,27	37,91
50	366	7,4	35,82
60	437	4,89	39,85

Se puede observar que a partir de 30 km/h, en el caso del ángulo de flexión, el resultado se multiplica casi por siete. Es notable el considerable salto de lesividad en los ligamentos colaterales que puede darse aumentando la velocidad tan sólo 10 km/h. De 40 km/h a 60 km/h no se aprecia gran variación de este ángulo. Esto puede ser debido a que en ese instante se alcanza la zona de máximo ángulo de la pierna dada la geometría del frontal de este modelo de vehículo, ya que la zona de flexión del impactador coincide con el

centro del frontal del vehículo. Sin embargo, en este rango de velocidad es superado el umbral permitido en la reglamentación.

Los ligamentos cruzados no sufren una lesión de importancia hasta alcanzar los 50 km/h, donde ya superan el valor de 6 mm. De nuevo, destaca un incremento notable de los valores con un aumento de sólo 10 km/h, al prácticamente duplicar el valor de la dislocación de la rodilla al pasar de 40 a 50 km/h. No obstante, el mayor aumento se produce en el salto de 30 a 40 km/h nuevamente. Esto difiere de lo que ocurre a 60 km/h, donde el valor de dislocación disminuye. Esto puede ser debido a que en ese ensayo, si se observa la secuencia de eventos, el impactador es arrastrado por lo que no genera tanto desplazamiento entre tibia y fémur.

En el caso de la aceleración, a partir de 30 km/h la tibia ya supera un 9,1% el valor de referencia de la normativa, doblando el valor obtenido a 20 km/h y aumentando así la posibilidad de lesión considerablemente. A partir de 40 km/h, en cuanto a la posibilidad de fractura en la tibia, se observa que los valores se duplican o son incluso superiores a 50 y 60 km/h. El valor de 437 g's alcanzado para una velocidad de 60 km/h podría provocar lesiones mucho más severas en el peatón que una fractura de tibia que es a lo que equivale el umbral admitido en reglamentación.



**Figura 6.5.** Secuencias de atropello del impactador de pierna a diferentes velocidades de impacto.

Se puede afirmar entonces que, variaciones pequeñas en la velocidad de impacto pueden provocar notables aumentos en la gravedad de las lesiones sufridas en las extremidades inferiores.

#### **6.1.1.4. Resultados sobre influencia de la posición del peatón respecto al frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna**

Los resultados de las simulaciones de atropello frontal se muestran en la Tabla 6.7 donde se pueden consultar los valores de aceleración, dislocación y ángulo de flexión registrados en el impactador de pierna. Los resultados del atropello lateral se muestran en la Tabla 6.6.

**Tabla 6.7. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la posición del peatón respecto al vehículo (atropello frontal y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

<b>Velocidad (km/h)</b>	<b>Aceleración (g's)</b>	<b>Dislocación (mm)</b>	<b>Ángulo flexión (°)</b>
20	82	7,34	10,89
30	163	7,55	33,69
40	235	7,93	39,99
50	293	7,98	32,95
60	346	8,17	34,38

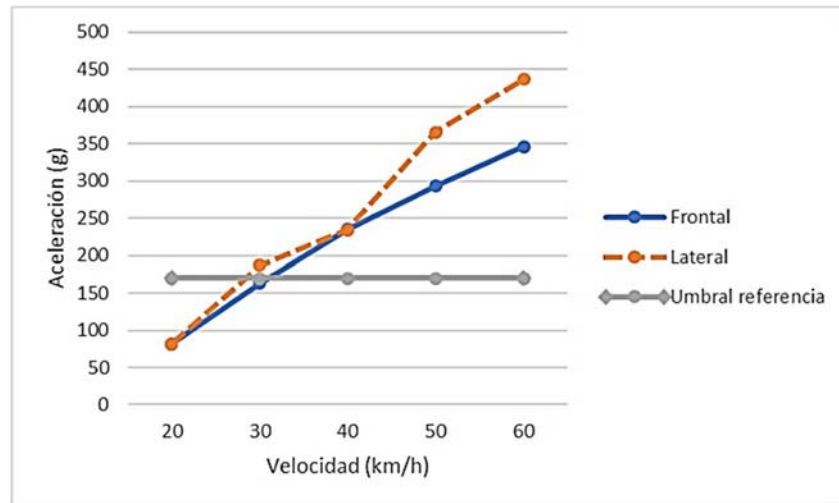
En los atropellos frontales, se observa que a partir de 30 km/h el ángulo de flexión supera el valor de referencia. En el paso de 20 a 30 km/h el ángulo se triplica, y a partir de esta velocidad se mantiene prácticamente en la misma magnitud. Como se comentó previamente, esto es debido a que se alcanza el límite del impactador para el ángulo de flexión dada la geometría del vehículo.

A diferencia de lo que ocurre en el atropello lateral, cuando la posición del peatón es frontal los ligamentos cruzados se encuentran por encima de los 6 mm de referencia a cualquier velocidad. De donde se deduce que los ligamentos cruzados sufren más en caso de impacto frontal que en atropello lateral. No obstante, pese a que va aumentando la velocidad en los sucesivos ensayos, no se aprecia un aumento considerable del valor pico de dislocación, alcanzando su valor máximo en un 26,6% por encima del límite que marca la normativa. Cabe destacar, por tanto, que el atropello frontal puede provocar lesiones serias en los ligamentos cruzados a velocidades incluso bajas como 20 km/h.

Por su parte, la aceleración sigue la misma tendencia que en el ensayo lateral, pero en este caso los valores son ligeramente inferiores. En consecuencia, la tibia se ve favorecida en posición frontal. Una vez más, se aprecia el enorme incremento al pasar de 40 a 50 km/h, aumentando notablemente el porcentaje de lesiones y su gravedad en un rango de sólo 10 km/h.

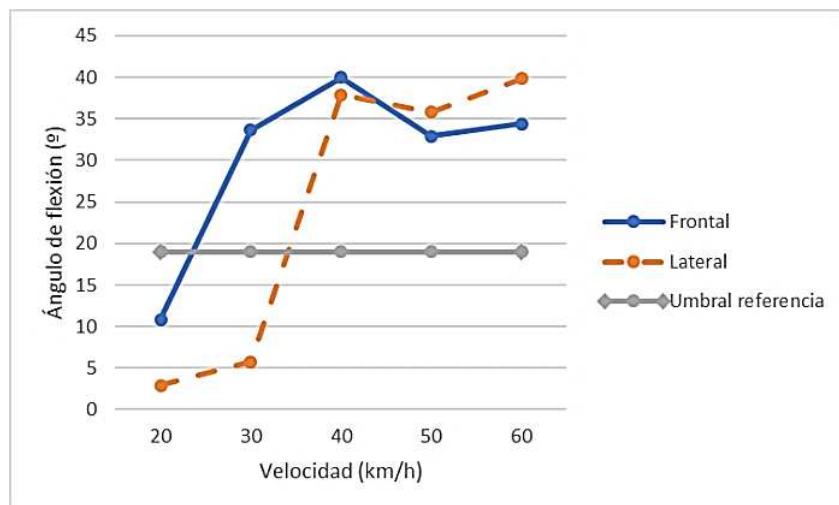
En la Figura 6.6, Figura 6.7 y Figura 6.8 se muestran los resultados obtenidos en forma de gráfico para facilitar así la comparación de los parámetros de lesión de las dos posiciones del peatón. En los resultados de aceleración, se observa la misma tendencia

tanto en atropello en posición lateral como frontal, siendo ligeramente superior en el caso de impacto lateral, de forma que esta posición resulta más perjudicial en caso de lesión en la tibia. Se puede apreciar claramente en la Figura 6.6 el importante aumento que supone en gravedad de lesión un sensible aumento de velocidad dada la pronunciada pendiente de la gráfica.



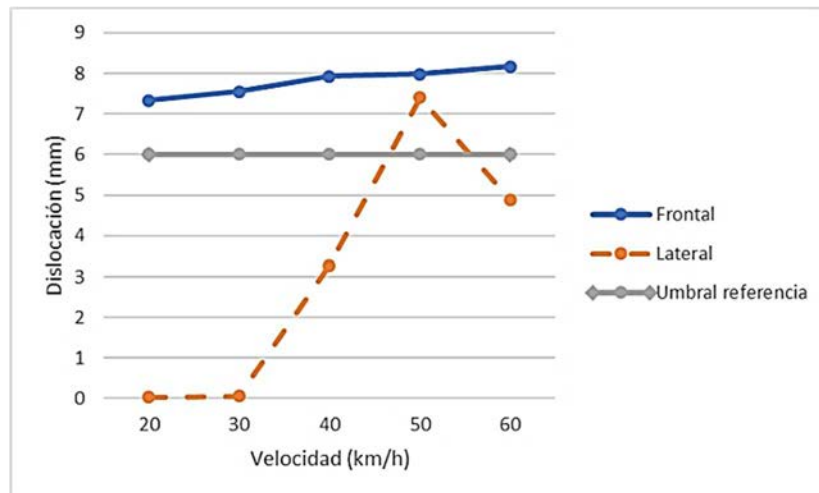
**Figura 6.6. Aceleración en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral.**

En la Figura 6.7, que representa el ángulo de flexión, se observa que en atropello lateral se produce un aumento brusco a partir de 30 km/h comparado con el impacto frontal. Sin embargo, en posición frontal se obtienen valores superiores, por lo que los ligamentos colaterales podrían sufrir más en este caso. Por su parte, el impacto lateral resulta más sensible al salto de velocidad comprendido entre 30 y 40 km/h, cruzando el umbral de referencia a 34 km/h. El atropello frontal, pese a que aumenta algo más gradualmente, supera el límite admitido a los 23 km/h. En ambos casos, tras superar los 33° se mantiene prácticamente constante el valor del ángulo de flexión por las razones previamente comentadas.



**Figura 6.7. Ángulo de flexión en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral.**

En cuanto al desplazamiento de la rodilla (ver Figura 6.8), los ligamentos cruzados sufren más daño en caso de atropello frontal. Además, en este tipo de atropello los resultados obtenidos se mantienen por encima del umbral a cualquier velocidad y sin apenas variación. Ocurre lo contrario en caso de atropello lateral, donde no se aprecian daños en los ligamentos hasta 50 km/h. En este caso, se observa una tendencia mucho más agresiva en el aumento de la gravedad de las lesiones con pequeños aumentos de velocidad.

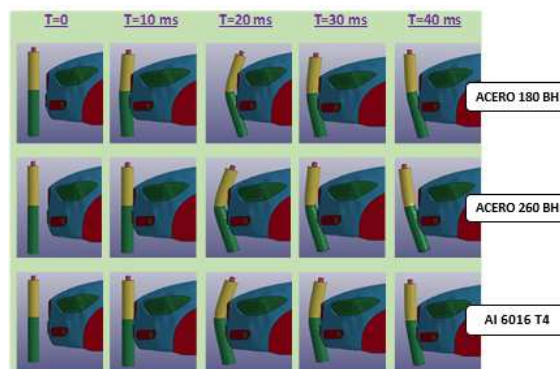


**Figura 6.8.** Dislocación en impactador de pierna en atropello frontal respecto a atropello lateral.

Se concluye, por tanto, que en caso de atropello frontal los ligamentos (tanto cruzados como laterales) pueden experimentar lesiones más graves. Al contrario ocurre con la tibia, que tiene más posibilidades de lesión en un impacto lateral que en uno frontal.

#### 6.1.1.5. Resultados de influencia del tipo de material del vehículo en parámetros de lesión de la pierna

En la siguiente figura se puede observar la secuencia de atropello para las simulaciones realizadas con los tres materiales planteados en este análisis.



**Figura 6.9.** Secuencias de atropello con impactador de pierna para diferentes materiales de capó.

En la Tabla 6.8 se muestran los resultados obtenidos en las simulaciones. En primer lugar, se comparan los resultados procedentes de ambos aceros. En el caso de la aceleración, el acero 180 BH presenta un valor un 23% inferior al acero 260 BH. Además, este último acero más resistente supera un 2,23% el límite reglamentario. Esto determina que el uso de un acero 180 BH supone una ventaja para el hueso de la tibia, al tener menor probabilidad de fractura. Dada la menor resistencia de este acero, es capaz de absorber mayor cantidad de energía en caso de impacto, reduciendo así la gravedad de las lesiones en el peatón. Esto también queda confirmado en los ligamentos cruzados, donde mejora en un 38% el valor de la dislocación. No obstante, en ambos casos este parámetro de lesión se mantiene por debajo del umbral de referencia. Ocurre lo contrario con el ángulo de flexión, donde el acero 260 BH presenta un valor un 8,4% inferior. Sin embargo, ambos aceros superan considerablemente el límite reglamentario del ángulo de flexión, casi duplicándolo. A esto se une que la diferencia de valores de ángulo de flexión entre ambos aceros no es importante. Por todo ello, se considera que la diferencia del tipo de material no es determinante para aquellas lesiones que pueden ser evaluadas por este parámetro de lesión (ángulo de flexión), ya que en ambos casos se producirían lesiones severas.

**Tabla 6.8. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia del tipo de material del frontal del vehículo (atropello lateral a 40 km/h y modelo BMW 116) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Material	Aceleración (g's)	Dislocación (mm)	Ángulo flexión (°)
BMW (Acero 180 BH)	134	3,27	37,91
BMW (Acero 260 BH)	174	5,33	34,72
BMW (Aleación Aluminio 6016-T4)	107	3,94	30,07

Puesto que el acero 180 BH ha resultado ser más beneficioso en términos de gravedad de lesiones, se decide comparar los resultados de este tipo de material con los obtenidos para la aleación de aluminio. La mayor diferencia se encuentra en los valores de aceleración, dado que la tibia es el hueso más afectado por la dureza del material debido a su composición más frágil. El valor obtenido con la aleación de aluminio mejora en un 20% los resultados obtenidos para el acero 180 BH, lo que supone una importante mejora en la protección ofrecida al peatón. En el caso de la dislocación de la rodilla, ambos materiales alcanzan un valor similar e inferior al límite marcado por la normativa. Por tanto, en los ligamentos cruzados no se aprecia una mejora sustancial en cuanto a la modificación del material. Por su parte, el ángulo de flexión en el caso de la aleación de aluminio mejora en un 21% con respecto al acero. Por tanto, los ligamentos colaterales sufrirían menos en caso de atropello con un frontal del vehículo fabricado en aluminio. No obstante, de nuevo este material no logra evitar que se supere el umbral de referencia para prevenir lesiones serias en esta zona corporal.

Teniendo en cuenta todo lo anterior, se concluye que, en materia de protección al peatón, utilizar aluminio, en lugar de acero, en la fabricación del frontal de un vehículo reducirá de forma importante las lesiones en las extremidades inferiores en caso de atropello, ya que se absorbe mayor cantidad de energía en caso de impacto. Estos resultados quedan confirmados con el estudio realizado por Shahbeyk en 2010 [157], donde se demostró que el aluminio es mejor material en materia de seguridad, tanto para peatones como para ocupantes si se utiliza como material principal en el frontal del vehículo.

**6.1.1.6. Resultados de influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna**

La principal variable en estas simulaciones se corresponde con la altura del frontal de cada uno de los diferentes vehículos respecto al suelo. En la Tabla 6.9 se muestran las diferentes alturas para los tres modelos de vehículos considerados en este análisis.

**Tabla 6.9. Altura del frontal de los modelos de vehículos utilizados las simulaciones del análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Altura frontal (mm)
BMW 116	640
Citroën C6	700
Mercedes Benz M Class	910

En la Tabla 6.10 se muestran los resultados de estas simulaciones. Analizando los valores de aceleración, se observa la misma tendencia en los tres modelos de vehículos. Conforme aumenta la velocidad de impacto, la aceleración experimentada en el impactador de pierna crece, mostrando un notable y brusco incremento en el salto de 40 a 60 km/h. En el BMW 116, a 20 km/h ya se muestran valores muy superiores a los otros dos modelos, siendo éstos entre dos y cuatro veces superior al Citroën C6 y al Mercedes Benz M Class, respectivamente. A la velocidad de 40 km/h, la aceleración del BMW 116 y el Citroën C6 es prácticamente la misma. Aunque sigue siendo inferior en ambos casos al umbral de referencia, ya que se encuentra un 22% por debajo del mismo, se alcanzan valores hasta cuatro veces superior a los alcanzados en el caso del Mercedes Benz M Class. A 60 km/h, la aceleración alcanzada en BMW 116 y Citroën C6 supera el límite en 2,6 y 3 veces, respectivamente. Dado el elevado valor de aceleración alcanzado en estos dos modelos, las lesiones provocadas en el peatón serán consideradas muy graves, pudiendo llegar incluso a conllevar la amputación de la pierna. Esta semejanza de valores entre BMW 116 y Citroën C6 puede ser debida a que sus valores de altura de frontal son muy cercanos. Sin embargo, en el caso del Mercedes Benz M Class, con un frontal notablemente más alto, en ningún momento se alcanza el límite admitido en reglamentación. En consecuencia, se concluye que un vehículo ofrece mayor protección a la tibia en caso de atropello cuanto mayor es la altura de su frontal. No obstante, se considera que el diseño frontal más plano respecto a la vertical del modelo Mercedes Benz M Class también puede estar influyendo en estos resultados, ya que presenta menos salientes que los otros dos modelos, por lo que la energía del impacto no se distribuye de la misma forma. En



cuanto al BMW 116 y al Citroën C6, a partir de 40-50 km/h aumenta considerablemente el riesgo de lesión en la tibia.

**Tabla 6.10. Resultados de simulaciones realizadas para el análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo (atropello lateral) en el análisis de parámetros de lesión de la pierna.**

Modelo de vehículo	Velocidad (km/h)	Aceleración (g's)	Dislocación (mm)	Ángulo flexión (°)
BMW 116	20	82	0,034	2,94
	40	134	3,27	37,91
	60	437	4,89	39,85
Citroën C6	20	21	0,033	3,32
	40	132	0,080	11,12
	60	534	0,300	44,12
Mercedes Benz M Class	20	11	0,084	4,51
	40	29	0,174	12,87
	60	75	0,26	36,57

Respecto al desplazamiento relativo entre tibia y fémur, es decir, la dislocación de la rodilla, en ninguna de las simulaciones se superan los 6 mm que marca la reglamentación. De forma que, en principio, no existe una alta posibilidad de sufrir una lesión en el ligamento cruzado. Particularmente, esto puede ser debido también a la posición lateral del peatón respecto al vehículo. El modelo BMW 116, como ya fue comentado, debido a la altura del punto de impacto entre pierna y vehículo y la arista saliente que presenta el diseño en la zona de impacto, genera un valor más alto de dislocación en la rodilla pero sin llegar a ser peligrosa para el peatón. En los otros dos modelos, debido al lugar de impacto y al diseño más plano de esa zona donde se mide el desplazamiento, se obtiene un valor de dislocación tan bajo que se concluye que no afectará al peatón independientemente de la velocidad. Por todo ello, se determina que el BMW 116, que posee el valor más bajo de altura de frontal, es el que provocaría un mayor riesgo de lesión en los ligamentos cruzados en caso de atropello. En los otros dos modelos, se considera que las posibilidades de sufrir lesiones en los ligamentos cruzados son muy bajas.

Finalmente, en cuanto al ángulo de flexión, se puede observar que a 20 km/h los ligamentos colaterales de la pierna del peatón se encuentran por debajo del umbral para los tres modelos de vehículo, por lo que la posibilidad de lesión a esta velocidad es muy baja. En contraposición, a 40 km/h se produce una notable diferencia entre lo que ocurre con el BMW 116 y con los otros dos modelos, al igual que sucedía con la dislocación de rodilla. A esta velocidad de impacto, el BMW 116 tiene una alta probabilidad de dañar seriamente los ligamentos colaterales, ya que casi duplica el valor límite. Mientras que

los otros dos modelos alcanzan valores de ángulo de flexión aproximadamente tres veces inferiores, sin superar en ningún caso el umbral de referencia. Esto es debido a que el impactador golpea prácticamente en la mitad de la altura del frontal del vehículo, por lo que el ángulo generado será mayor. Para la máxima velocidad ensayada (60 km/h), los tres modelos de vehículo obtienen un ángulo de flexión muy superior al límite de 19° que marca la normativa, por lo que se considera que a partir de 40 km/h el peatón sufre daños considerables. A elevada velocidad la trayectoria experimentada por el impactador de pierna se modifica notablemente provocando un efecto cortante en la parte superior e inferior, incrementando así el ángulo de flexión. Una vez más, el modelo BMW 116 sería el que provocaría mayor daño en los ligamentos (colaterales en este caso).

Teniendo en cuenta los resultados de los tres parámetros de lesión de la pierna del peatón, se puede concluir, por tanto, que un modelo de vehículo con menor altura de frontal (BMW 116) provoca mayor severidad de lesión en los ligamentos cruzados y colaterales en caso de atropello, mientras que un modelo con mayor altura de frontal (Mercedes Benz M Class) resulta más beneficioso para evitar o paliar lesiones en la tibia del peatón. Estos resultados quedan confirmados con las conclusiones obtenidas en un estudio experimental realizado por Matsui en 2014 [158]. Este estudio fue llevado a cabo con diferentes categorías de vehículos y utilizando impactadores de pierna. Determinó que a menor altura del frontal, existe mayor posibilidad de sufrir una lesión en la pierna en caso de atropello a un peatón. No obstante, esto no significa que se deba aumentar la altura del frontal. Siempre se debe buscar una solución de compromiso entre diferentes objetivos, ya que aumentar la altura del frontal en exceso modificaría la trayectoria post-impacto del peatón sobre el vehículo, lo que podría traducirse en otros patrones de lesión que podrían conllevar el aumento de daño en otras zonas corporales debido al aumento de dicha altura. Se ha observado, además, que a partir de 40 km/h el riesgo de lesión al peatón aumenta bruscamente, de ahí la importancia de respetar los límites de velocidad establecidos.

### ***6.1.2. Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón***

#### ***6.1.2.1. Modelos utilizados***

Dos de los modelos de vehículos utilizados en el estudio anterior son compartidos en este análisis, concretamente el Citroën C6 y el Mercedes Benz M Class (ver Figura 6.1). Utilizar estos dos modelos de vehículo diferentes en su categoría (turismo y SUV) en distintos análisis cuya principal diferencia es el modelo de peatón, permite en un estudio posterior comparar los resultados que se obtendrían tras un ensayo virtual de atropello cuando se utiliza un impactador frente a los resultados que se obtendrían si se hace uso de un dummy de cuerpo completo. Esto permite determinar si existen grandes diferencias en los resultados de gravedad de lesión de un peatón atropellado dependiendo del tipo de

modelo de peatón elegido, puesto que la dinámica de la trayectoria post-impacto puede verse afectada.

En este caso, el modelo de peatón elegido representará el cuerpo entero del peatón y no tan sólo la región anatómica objeto de estudio. Por tanto, en el momento del impacto, las otras partes del cuerpo diferentes a las piernas también tendrán un papel determinante en la dinámica del atropello. Debido a su inercia, la trayectoria que experimenten las piernas será mucho más realista. Por ello, se considera interesante nuevamente estudiar en un posterior análisis si existen grandes diferencias en el resultado de las lesiones si el ensayo virtual se lleva a cabo utilizando un impactador que represente una única región corporal o, por el contrario, es mejor opción utilizar siempre un dummy de cuerpo completo. El modelo de dummy elegido para realizar las simulaciones ha sido el *Hybrid III 50th Percentile Standing* (ver Figura 5.2) [151].

#### 6.1.2.2. Metodología de ensayos

Una vez seleccionados los modelos virtuales a utilizar, se procede a la realización de las simulaciones en la que se reproducen diferentes escenarios de atropellos atendiendo a la modificación de los parámetros cuya influencia se persigue analizar en este apartado, y poder concluir así cómo afectan estas variables en la gravedad de las lesiones sufridas en las extremidades inferiores. En las siguientes tablas se detallan los factores principales a modificar en las diferentes simulaciones.

**Tabla 6.11. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Lateral
Mercedes Benz M Class	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h

**Tabla 6.12. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la posición del peatón en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón	
	Lateral	Frontal
Mercedes Benz M Class	20 km/h	20 km/h
	40 km/h	40 km/h
	60 km/h	60 km/h

**Tabla 6.13. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del material del vehículo en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo (material)	Posición del peatón
	Lateral
Mercedes Benz M Class (acero 180 BH)	20 km/h
	40 km/h

Mercedes Benz M Class (Al 6016-T4)	60 km/h
	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h

**Tabla 6.14. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Posición del peatón
	Lateral
Mercedes Benz M Class	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h
Citroën C6	20 km/h
	40 km/h
	60 km/h

Inicialmente, para conocer cómo influye la velocidad de impacto en la gravedad de las lesiones, se realizan ensayos virtuales con el modelo de vehículo Mercedes Benz M Class variando la velocidad de impacto desde 20 km/h hasta 60 km/h (en intervalos de 20 km/h). Estos mismos ensayos son utilizados para estudiar cómo afecta la posición del peatón en el tipo de lesión que experimenta, ya que se repiten estas simulaciones tanto para atropello frontal como lateral.

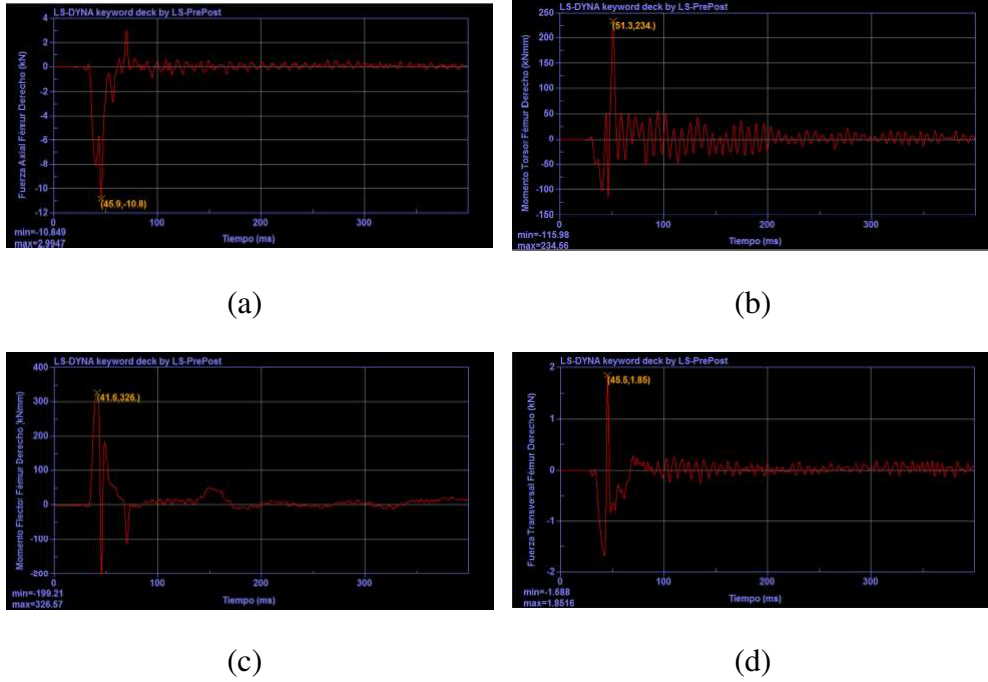
A continuación, se estudia la influencia del material del vehículo en el tipo de lesión que puede darse en las extremidades inferiores. Para ello, se posiciona al peatón de forma lateral al vehículo (por ser ésta la configuración más frecuente en un atropello). Se realizan simulaciones a tres niveles de velocidad (20, 40 y 60 km/h). Sin embargo, para evitar que estos dos factores sean coexistentes en el tiempo y analizar, en este caso, la importancia del material exclusivamente, se comparan los resultados de los atropellos con los dos materiales diferentes que han tenido lugar a la misma velocidad. Por ejemplo, el atropello con el frontal del vehículo de acero 180 BH a 20 km/h es comparado con los resultados del atropello con aleación de aluminio 6016-T4 que tuvo lugar también a 20 km/h. El hecho de repetir los ensayos virtuales con los dos tipos de material a 20, 40 y 60 km/h persigue otro objetivo simultáneo, que consiste en analizar si la influencia del material puede ser más determinante en la gravedad de lesión a partir de una cierta velocidad o bien, una vez superada un determinado umbral de velocidad el material no es determinante en el aumento de gravedad de lesión del peatón. El modelo elegido es el Mercedes Benz M Class, sobre el que se modifican las características principales del material del vehículo. Los materiales a analizar en este caso son el acero 180 Bake-Hardening (180 BH) y la aleación de aluminio 6016-T4. No obstante, cabe destacar que en este análisis sólo se modifican las propiedades mecánicas del material pero se mantendrá invariable el peso, para estudiar la influencia del material por sí solo, evitando así que sea la disminución del peso lo que provoque una menor gravedad de lesión (puesto

que la cantidad de energía transmitida en el impacto sería inferior) y con ello evaluar únicamente la aportación de un material u otro.

Finalmente, para estudiar cómo influye la altura del frontal del vehículo en la gravedad de las lesiones utilizando un dummy de cuerpo completo como modelo de peatón, se enfrentan los resultados de dos modelos de vehículos con una diferencia notable de altura, el Citroën C6 y el Mercedes Benz M Class, con una posición lateral del peatón y a diferentes velocidades desde 20 km/h hasta 60 km/h (en intervalos de 20 km/h). En este análisis, permanece invariable el material del vehículo con el objetivo de analizar exclusivamente cómo influye la altura del frontal del vehículo. Cabe destacar que unido a la altura del frontal, también se analiza el diseño delantero propiamente dicho, ya que se trata de dos vehículos con un perfil de frontal totalmente diferente debido a que pertenecen a dos categorías de vehículo muy distintas (vehículo tipo turismo en el caso del Citroën C6 y vehículo tipo SUV para el caso del Mercedes Benz M Class).

Cuando se utiliza el dummy, los parámetros de lesión para evaluar la gravedad de lesión en las extremidades inferiores son diferentes a los utilizados cuando el modelo de peatón estaba representado por un impactador de pierna. No obstante, en ambos casos se evalúan las lesiones que experimenta el peatón en fémur, rodilla y tibia. La diferencia se encuentra en los criterios de lesión para determinar la gravedad. En el caso del impactador de pierna se utilizan: la aceleración en el extremo superior de la tibia para determinar la probabilidad de fractura de tibia, la dislocación de la rodilla (o desplazamiento entre tibia y fémur) para conocer el grado de lesión en los ligamentos cruzados y, por último, el ángulo de flexión de la rodilla para determinar el daño producido en los ligamentos colaterales. Cuando el modelo de peatón consiste en un dummy de cuerpo completo, los parámetros de lesión que se utilizan para resolver el riesgo de lesión en las extremidades inferiores son: fuerza axial y fuerza transversal experimentadas en el fémur y la tibia, así como el momento de torsión y momento flector que se dan en el fémur. En lo que concierne a la articulación de la rodilla, se evalúan los resultados de fuerza de flexión y fuerza de cizalladura en la unión de la rodilla, junto con el momento flector en las uniones fémur distal-rodilla y tibia proximal-rodilla.

Una vez conocidos los valores que se deben medir (parámetros de salida) para conocer la gravedad de lesión en las extremidades inferiores en el caso del dummy de cuerpo completo, se procede a llevar a cabo las simulaciones. Seguidamente, se muestran a modo de ejemplo (para el fémur derecho en el caso de atropello lateral a 20 km/h, en este caso) el tipo de gráficas obtenidas.



**Figura 6.10.** Fuerza axial (a), momento de torsión (b), momento flector (c) y fuerza transversal (d) en fémur derecho en caso de atropello lateral a 20 km/h por el Mercedes Benz M Class con el dummy.

Tras obtener y registrar los resultados de esfuerzo que aparecen en la rodilla y en las zonas del fémur y la tibia, se analizan las lesiones producidas en esta zona corporal comparando la magnitud de los diferentes parámetros de lesión obtenidos con sus respectivos umbrales de tolerancia de lesión. Para ello, este estudio se basa en investigaciones previas, en las que se han llevado a cabo ensayos experimentales bajo diferentes condiciones de carga asociadas a la mayoría de los casos de atropello a peatones. Estas investigaciones disponibles en la literatura han permitido recopilar los valores límite de lesión tolerables para evitar una lesión grave en las zonas de fémur, tibia y rodilla, como es el caso del estudio realizado por Yang en 2005 [25] que recopila los valores umbrales de lesión de los trabajos más destacables hasta dicha fecha.

**Tabla 6.15.** Tolerancia de lesión en fémur y tibia [25].

Zona corporal	Fuerza axial (kN)	Momento de torsión (Nm)	Momento flector (Nm)	Fuerza transversal (kN)	Referencias
<b>Fémur</b>	3-10	-	320	-	<i>Kress et al., 1993</i>
	7,7(H) 7,1(M)	175(H) 136(M)	310(H) 180(M)	3,9(H) 2,6(M)	<i>Messerer, 1880</i>
<b>Tibia</b>	-	-	-	2,5-8	<i>Bunketorp, 1983</i>
	-	-	317±88(H) 278±30(M)	4,7±1,4(H) 4,1±1,2(M)	<i>Nyquist et al., 1985</i>

	10,4(H) 7,5(M)	89(H) 56(M)	207(H) 124(M)	3,4(H) 2,3(M)	Messerer, 1880
	-	-	208 (20-29 años) 164 (70-89 años)	-	Yamada, 1970

Tabla 6.16. Tolerancia de lesión en la articulación de la rodilla [25].

Zona corporal	Fuerza de flexión (kN)	Momento flector (Nm)	Fuerza de cizallado (kN)	Referencias
Rodilla	-	156	-	Levine et al., 1984
	-	123±35 (20 km/h)	2,6±0,5 (20 km/h)	Kajzer, 1993
	0,75-3	129	-	Ramet et al., 1995
	-	331±79 (40 km/h)	2,6±0,5 (40 km/h)	Kajzer et al., 1999

Además, se consultan otros estudios [159] en casos especiales para hallar el riesgo de lesión en función de la magnitud del esfuerzo considerado, donde se relacionan los valores de fuerzas y momentos con la probabilidad de sufrir lesiones con un determinado nivel de gravedad AIS, de forma que recopilan diferentes curvas de riesgo de lesión en las extremidades inferiores. A continuación, se muestra un ejemplo de las citadas curvas.

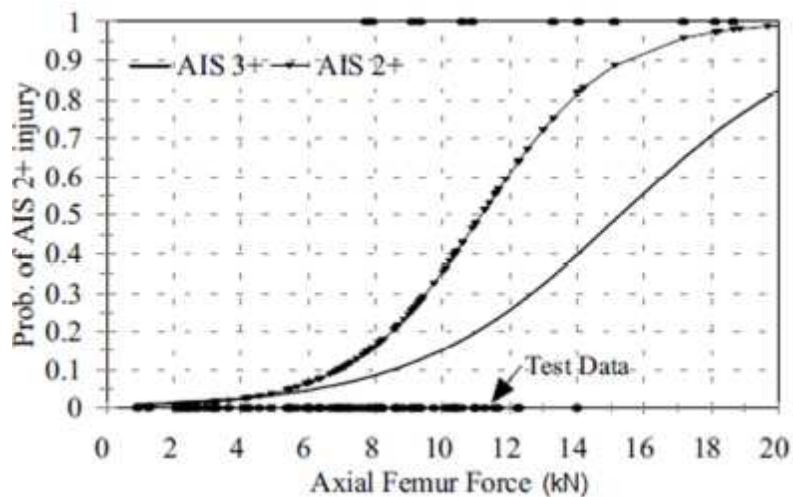


Figura 6.11. Probabilidad de lesión AIS 2+ y AIS 3+ en la zona del fémur según la fuerza axial soportada [159].

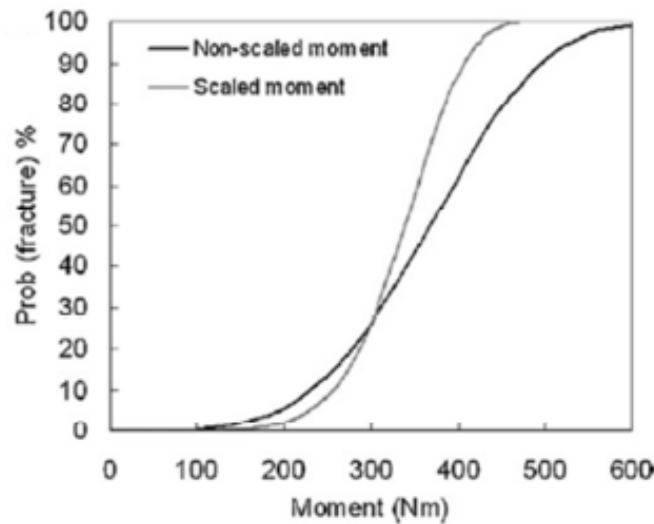


Figura 6.12. Probabilidad de fractura de tibia según el momento flector [159].

### 6.1.2.3. Resultados sobre influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la pierna

En la Figura 6.13, Figura 6.15 y Figura 6.17 se muestran las secuencias de atropello en función del tiempo de las simulaciones aquí analizadas con velocidades de impacto de 20, 40 y 60 km/h. Observar estas secuencias permite una mejor comprensión de los esfuerzos y posibles lesiones que puedan experimentar las extremidades inferiores, especialmente en la zona de la rodilla.

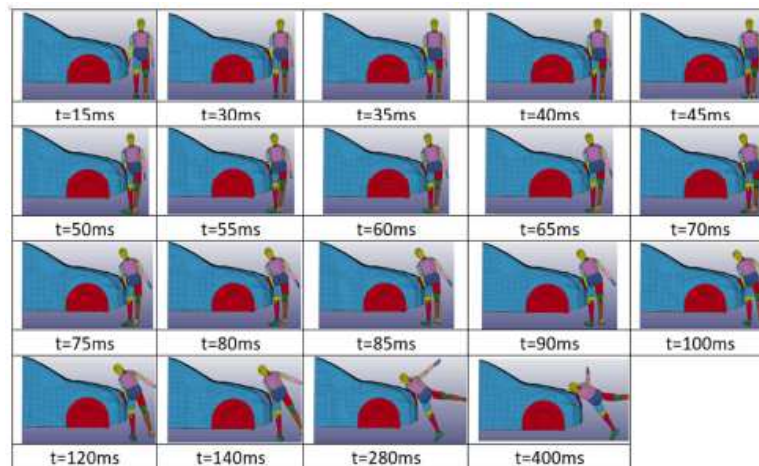
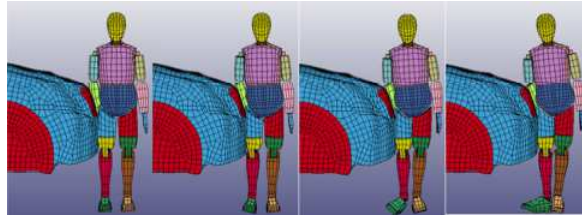


Figura 6.13. Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 20 km/h con dummy.

También se incluyen imágenes en detalle de los instantes más críticos de las secuencias de atropello, es decir, aquellos instantes de tiempo en los que se alcanzan valores máximos en los esfuerzos analizados en cada caso.





**Figura 6.14. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (35, 40, 45 y 50 ms).**

Se puede observar en las secuencias de impacto como el peatón es golpeado por el vehículo por su lateral derecho, de forma que la parte externa de la pierna derecha y la parte interna de la izquierda reciben una sollicitación directa, provocando un valgo forzado en la pierna derecha (asociado con lesiones en el ligamento colateral medial o interno) y un varo en la pierna izquierda (asociado con lesiones en el ligamento colateral lateral o externo).

Si se comparan los resultados obtenidos en las simulaciones (ver Tabla 6.17) con los valores de tolerancia de lesión del fémur (ver Tabla 6.15) se observa que para 20 km/h no se produce fractura de fémur. Las lesiones en esta zona son debidas a la combinación de una fuerza en la dirección axial del hueso junto con un momento flector. Para esta velocidad no se superan los umbrales de lesión para que exista fractura de fémur. Por su parte, el valor de momento flector supera ligeramente el límite de referencia establecido. No obstante, cabe recordar que los ensayos en los que están basadas las tablas de tolerancia de lesión fueron llevados a cabo utilizando muestras de cadáver humano, de forma que no se han considerado las tensiones musculares y ligamentosas. Por tanto, estos límites umbrales de lesión son superiores en especímenes vivos, puesto que tanto los músculos como los ligamentos proporcionan mayor tolerancia a la fractura a las estructuras óseas. Basándose en el estudio [159] que relaciona la fuerza axial con la probabilidad de sufrir lesiones en el fémur, existe un 35% de probabilidad de sufrir una lesión de gravedad AIS 2+ en el fémur para este caso, mientras que un 15% de sufrir lesiones AIS 3+.

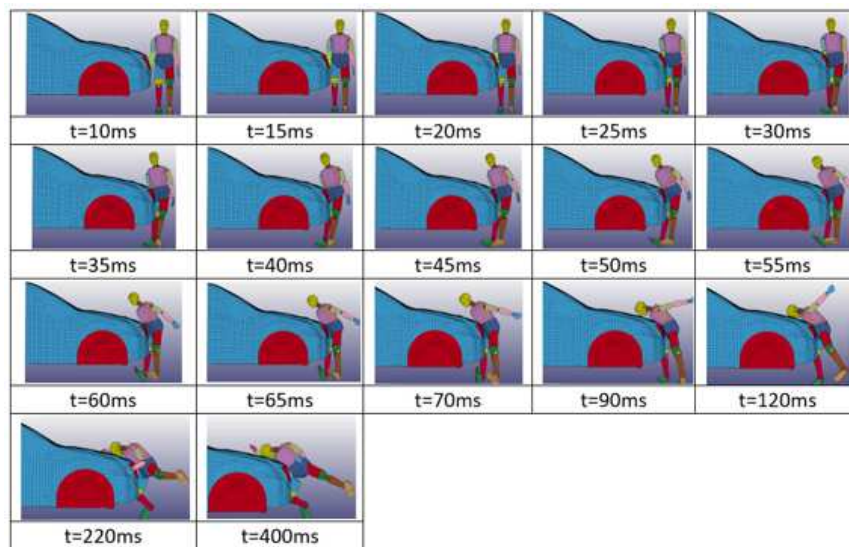
Las lesiones en la tibia se asocian con la aplicación de una fuerza en la dirección transversal del hueso. Al comparar la magnitud de esta fuerza obtenida en el atropello a 20 km/h con el valor umbral de la Tabla 6.15 se concluye que no se ha producido fractura en la tibia. Sin embargo, tanto el valor de fuerza obtenida como el umbral presentan valores muy cercanos. Por ello, se decide consultar otro estudio [159] para determinar el riesgo de fractura asociado a este valor de esfuerzo. Según las curvas de lesión de este estudio, para la magnitud del momento flector obtenido en la tibia, la probabilidad de fractura en este hueso es prácticamente nula. En consecuencia, se asume que un atropello a 20 km/h no supondrá en la mayoría de los casos una fractura de tibia.

Tanto el valgo observado en la pierna derecha como el varo en la izquierda son mecanismos de lesión relacionados con lesiones en los ligamentos de la rodilla. El momento flector es el tipo de esfuerzo que provoca estos mecanismos, por lo que se

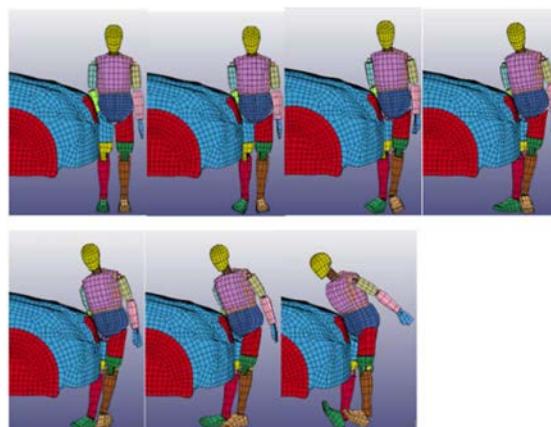
comprueba si el valor registrado en la simulación excede el umbral de referencia. Por otro lado, las lesiones de rodilla también pueden ser debidas a una combinación del momento flector y la aplicación de una fuerza de cizallado, por lo que también se verifica si este otro tipo de esfuerzo supera el límite de daño. Tras estas comprobaciones, se observa que para 20 km/h, el momento flector en la rodilla no supera el umbral de lesión, así como tampoco lo hace la fuerza de cizallado. Por tanto, se concluye que la articulación de la rodilla no sufre lesiones graves para esta velocidad de atropello.

A modo de conclusión general para un atropello lateral a 20 km/h, no se producen lesiones graves (AIS 3+) para ninguna de las zonas estudiadas de las extremidades inferiores.

A continuación, se procede a analizar las lesiones experimentadas para velocidades de atropello de 40 y 60 km/h siguiendo el mismo procedimiento que para 20 km/h.



**Figura 6.15.** Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 40 km/h con dummy.



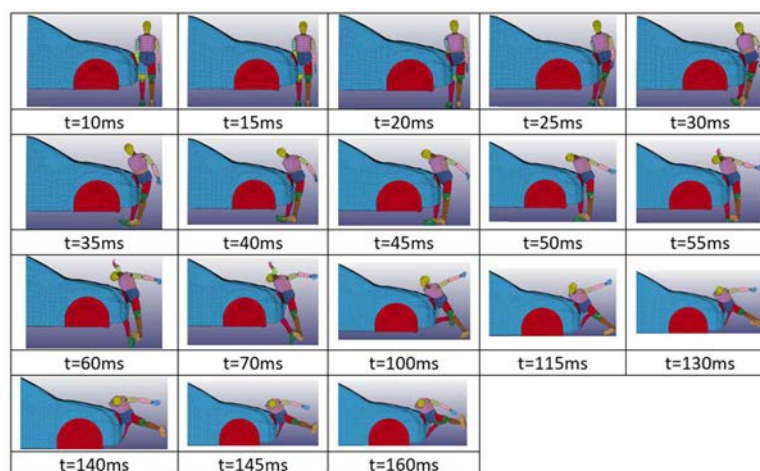
**Figura 6.16.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (20, 25, 30, 35, 40, 45 y 60 ms).

Para una velocidad de impacto de 40 km/h, la fuerza axial registrada en el fémur triplica el límite admisible para este hueso. Además, el momento flector en este hueso también supera el umbral de lesión. De forma que se puede afirmar que existe una elevada probabilidad de que se produzca fractura de fémur para un atropello a 40 km/h. Si se observa la curva de riesgo de lesión del estudio [159], una fuerza axial en el fémur superior a 20 kN se relaciona con un 80% de probabilidad de sufrir una lesión AIS 3+ en fémur.

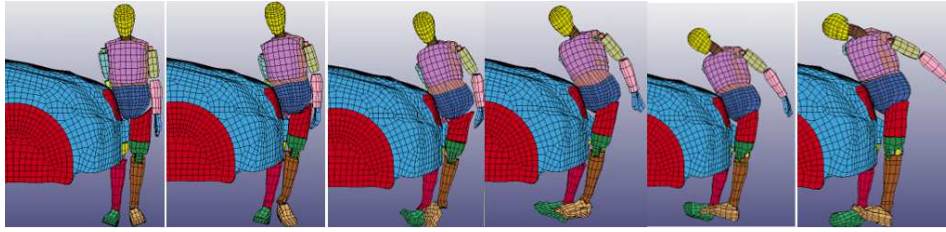
Mientras que en la tibia, a 40 km/h se registra una magnitud de fuerza transversal de 5,91 kN, situándose el umbral de lesión en 6,1 kN. Debido a la proximidad de estos valores, se decide consultar también el valor de fuerza axial para verificar si existe o no lesión en este hueso. Para ello, se recurre al estudio [159] donde una fuerza axial en la tibia superior a 12 kN supone una lesión AIS 2+ casi con total certeza, siendo la fuerza axial registrada en esta simulación tres veces superior a este valor. A su vez, mediante el estudio [159] se observa que para el momento flector obtenido a 40 km/h se produce fractura tibial casi con total seguridad.

En lo que respecta a los daños en la rodilla, se comprueba que el momento flector no supera el umbral de lesión, mientras que la fuerza de cizallado sí excede su correspondiente límite. No obstante, el 73% de las lesiones en la rodilla están asociadas principalmente a la acción del momento flector [41]. Dado que este esfuerzo no ha excedido su correspondiente límite en esta simulación, se prevé que para atropellos a esta velocidad no se produzcan lesiones consideradas graves en la zona de la rodilla, aunque sí pueden ser frecuentes lesiones moderadas en los ligamentos debido al valor registrado para la fuerza de cizalladura.

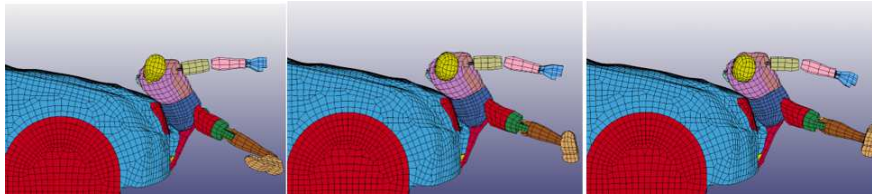
Como conclusión general para atropellos laterales a 40 km/h con esta categoría de vehículos, se asume que existe una alta probabilidad de fractura tanto en fémur como en tibia. Sin embargo, se concluye que para la articulación de la rodilla no suelen producirse lesiones consideradas de gravedad aunque sí lesiones moderadas en los ligamentos de la rodilla.



**Figura 6.17. Secuencia de atropello lateral del Mercedes Benz M Class a 60 km/h con dummy.**



**Figura 6.18. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (20, 25, 30, 35, 40 y 45 ms).**



**Figura 6.19. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (130, 140 y 145 ms).**

Cuando el impacto se produce a 60 km/h, la probabilidad de lesiones mortales en caso de atropello a peatones es casi del 100% si se consideran las lesiones experimentadas en el conjunto del cuerpo. A continuación, se estudia en qué forma contribuyen las lesiones localizadas en las extremidades inferiores al elevado ratio de mortalidad para esta velocidad de atropello.

Si se analizan las lesiones en el fémur cuando el atropello ocurre a 60 km/h, se observa un valor de fuerza axial casi siete veces superior al límite y un momento flector casi cinco veces superior al umbral de lesión. Por tanto, se asume fractura de fémur cuando el atropello se da a esta velocidad.

La fuerza transversal en la tibia excede en más del triple el umbral de lesión, por lo que esta velocidad de atropello se asocia con una muy alta probabilidad de fractura tibial.

El momento flector experimentado en la zona de la rodilla también supera el umbral de daño. Destaca en la rodilla, en este caso, la fuerza de cizallado que excede de una forma mucho más significativa su límite de lesión (siendo casi siete veces superior). Ambos esfuerzos, por tanto, exceden el límite tolerable de la rodilla, lo que se traduce en una excesiva tensión en los ligamentos y una fuerza de compresión en el cóndilo del fémur que desembocan en lesiones graves en la articulación de la rodilla.

En consecuencia, para un atropello lateral a 60 km/h se asumen lesiones graves (AIS 3+) tanto en el fémur como en la tibia y la zona de la rodilla.

En las siguientes tablas se muestran todos los valores de esfuerzos registrados en las extremidades inferiores del dummy en las simulaciones de atropello lateral realizadas a 20, 40 y 60 km/h por el Mercedes Benz M Class. Mediante la comparación de estos resultados con los valores umbrales de tolerancia de lesión del cuerpo humano se ha

conseguido determinar la gravedad de lesión en cada caso, cuyas principales conclusiones acaban de ser comentadas atendiendo a cada velocidad de impacto por separado. Estos resultados han permitido, además, analizar la variación de esfuerzo en la zona distal del fémur, zona proximal de la tibia y zona de unión de la rodilla según aumenta la velocidad a la que tiene lugar el atropello.

**Tabla 6.17. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de tibia y fémur.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza axial (kN)	Momento torsión (Nm)	Momento flector (Nm)	Fuerza transversal (kN)
20	<b>Fémur</b>	Dcha.	10,85	234,56	326,57	1,85
		Izq.	3,04	380,54	200,14	1,79
	<b>Tibia</b>	Dcha.	2,11	-	-	6,01
		Izq.	2,62	-	-	9,87
40	<b>Fémur</b>	Dcha.	35,82	325,03	363,00	2,43
		Izq.	3,60	77,4	119,15	2,15
	<b>Tibia</b>	Dcha.	36,57	-	-	5,91
		Izq.	3,12	-	-	4,63
60	<b>Fémur</b>	Dcha.	68,29	521,8	1.443,6	11,49
		Izq.	13,65	373,37	1.065,3	8,33
	<b>Tibia</b>	Dcha.	83,22	-	-	21,55
		Izq.	7,77	-	-	21,41

**Tabla 6.18. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de rodilla.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza de flexión (kN)	Momento flector (Nm)	Fuerza de cizalladura (kN)
20	<b>Rodilla</b>	Dcha.	2,62	-	9,94
		Izq.	2,11	-	6,06
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	37,2	-
		Izq.	-	79,46	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	102,5	-
		Izq.	-	138,68	-
40	<b>Rodilla</b>	Dcha.	3,16	-	4,66
		Izq.	36,53	-	5,95
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	96,24	-
		Izq.	-	99,78	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	1.619,5	-
		Izq.	-	183,12	-
60	<b>Rodilla</b>	Dcha.	7,92	-	21,55
		Izq.	83,18	-	21,51
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	590,4	-
		Izq.	-	106,0	-

	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	3.141,4	-
		Izq.	-	424,65	-

La primera conclusión que se puede extraer tras estudiar los anteriores resultados de esfuerzos es que existe una relación directa entre el aumento de la velocidad de impacto y la gravedad de las lesiones que el peatón puede experimentar en sus piernas.

La pierna que recibe el primer impacto en los atropellos virtuales aquí planteados es la derecha, de forma que es esperado que las lesiones en dicha pierna sean más graves. Mientras que las lesiones observadas en la pierna que no es impactada en primer lugar (la izquierda, en este caso) pueden experimentar mayor aleatoriedad en los esfuerzos registrados. La pierna golpeada primero es la que asume mayor cantidad de energía en el impacto con el vehículo. La otra pierna, en cambio, presenta un movimiento más impredecible tras ese primer contacto pudiendo colisionar incluso con la otra pierna, otras zonas del vehículo, el pavimento u otros elementos.

En el análisis de lesiones realizado, se ha hecho distinción entre diferentes zonas de la pierna al estudiar la gravedad de las lesiones dado que cada una de ellas se comporta de forma diferente y experimenta distinto tipo de esfuerzo según la posición en la que se encuentra respecto al punto de impacto con el vehículo. Por ejemplo, en el fémur la magnitud de la fuerza registrada en la dirección axial del hueso es notablemente mayor que la que sufre en dirección transversal (dirección en la que es aplicada la velocidad). Dicho escenario se repite en la tibia. Además, las fuerzas que pueden darse en el fémur y en la tibia repercuten directamente en las lesiones de la rodilla. Por ejemplo, mayor fuerza axial en el hueso del fémur incrementa las cargas que debe soportar la articulación de la rodilla, agravando así las lesiones en esta zona de la pierna.

Al aumentar la velocidad del atropello, la gravedad de la lesión aumenta de forma exponencial. Por ejemplo, si se observan los daños en la pierna del peatón cuando es impactado a 40 km/h frente a 20 km/h, la fuerza axial en el fémur es hasta tres veces superior. Al aumentar en 20 km/h más la velocidad, los esfuerzos resultantes casi duplican su último valor, de forma que la gravedad de lesión tanto en el fémur como en la tibia aumentan de forma más significativa cuando se pasa de 40 a 60 km/h. Esto se confirma al observar el valor de la fuerza transversal en el fémur, que aumenta hasta casi cinco veces su magnitud, así como también ocurre para el caso del momento flector del fémur que aumenta hasta cuatro veces su valor. Sin embargo, frente a lo que ocurre con el resto de parámetros de lesión analizados, no se observa una variación tan notable en el momento de torsión del fémur cuando aumenta la velocidad. Aun así, aumenta un 38% su valor cuando el atropello se da a 40 km/h respecto a lo que ocurre a 20 km/h y un 60% cuando aumenta a 60 km/h, pero en ningún caso llega a multiplicar su valor tal y como ocurre con el resto de esfuerzos.

Si se centra el análisis en la zona de la rodilla, nuevamente se observa un mayor incremento en las fuerzas al aumentar la velocidad de impacto de 40 a 60 km/h respecto del observado al aumentar la velocidad de 20 a 40 km/h. Esto queda corroborado con



estudios encontrados en la literatura, donde se demuestra que la probabilidad de sufrir lesiones mortales aumenta exponencialmente conforme aumenta la velocidad del atropello.

Por otro lado, se observa que en la zona que une la rodilla con la tibia el momento flector registra valores superiores a los sufridos en la zona de unión entre rodilla y fémur, lo que puede ser debido a que el primer impacto se produce cerca de la zona distal del fémur, existiendo así una mayor distancia entre el punto de impacto y la zona de unión rodilla-tibia que respecto a la zona de unión rodilla-fémur.

Las conclusiones sobre gravedad de lesión en las diferentes zonas de la pierna obtenidas en este análisis pueden ser extrapolables a aquellos atropellos en los que la categoría de vehículo implicado coincide con la utilizada en estas simulaciones (tipo SUV). No obstante, la conclusión principal que implica lesiones más graves conforme aumenta la velocidad de impacto junto con que a partir de 40 km/h el incremento en la gravedad de lesión resulta más notable para pequeños incrementos de velocidad sí podría ser generalizada para cualquier escenario de atropello.

#### 6.1.2.4. Resultados sobre influencia de la posición del peatón respecto al frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna

Los resultados obtenidos para atropello lateral ya han sido comentados en el apartado anterior. A continuación, se expondrán las conclusiones de gravedad de lesión en la pierna para atropello frontal.

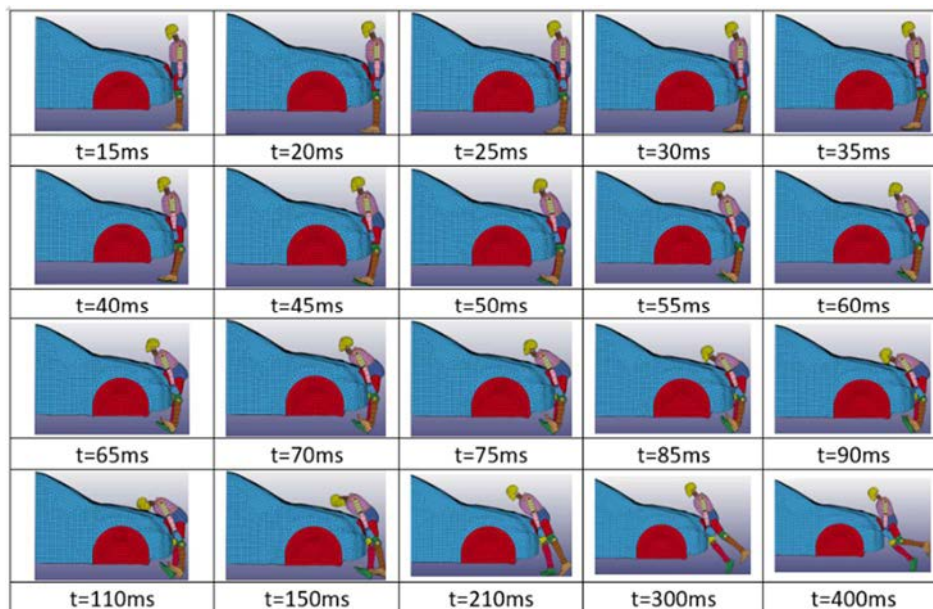
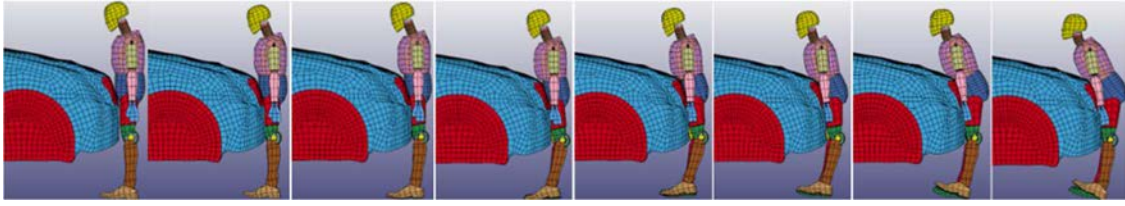
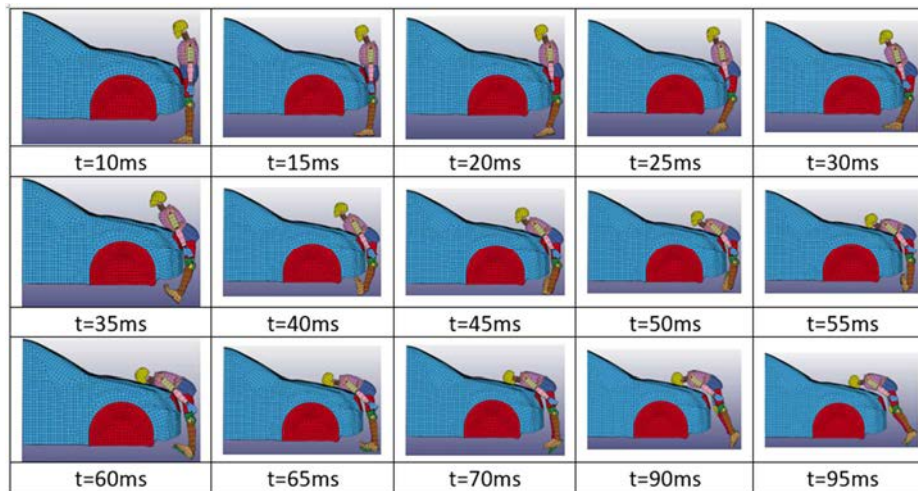


Figura 6.20. Secuencia de atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 20 km/h con dummy.

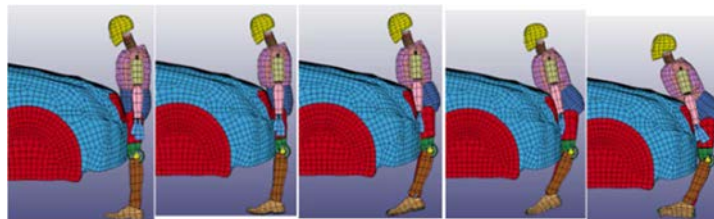


**Figura 6.21.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (15, 20, 25, 30, 35, 40, 45 y 50 ms).

En el atropello frontal a 20 km/h, la fuerza axial en el fémur no supera el umbral de daño. Sin embargo, el momento flector resultante es superior al triple del umbral admisible, de forma que se asumen lesiones graves en este hueso para el atropello frontal a esta velocidad. En cambio, la fuerza transversal experimentada en la tibia se encuentra entre los límites de daño soportables por este hueso. Por otro lado, tanto el momento flector como la fuerza axial muestran probabilidades de lesión AIS 2+ muy bajas. Por tanto, para atropello frontal a 20 km/h se asume que no suele darse fractura tibial. En lo que respecta a la articulación de la rodilla, mientras que la fuerza de cizalladura está bajo el umbral de lesión, el momento flector alcanza un valor superior al doble de la magnitud tolerable. En consecuencia, se puede concluir que para atropello frontal a baja velocidad pueden darse lesiones graves en la zona de la rodilla.

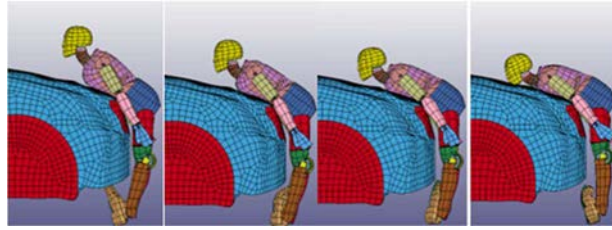


**Figura 6.22.** Secuencia del atropello frontal del Mercedes Benz M Class a 40 km/h con dummy.



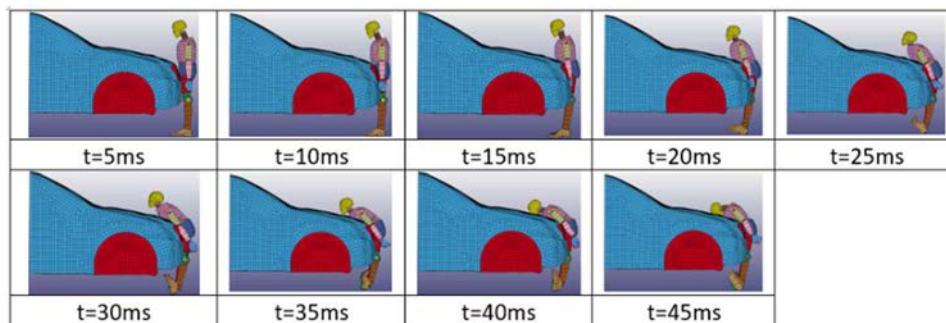
**Figura 6.23.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).



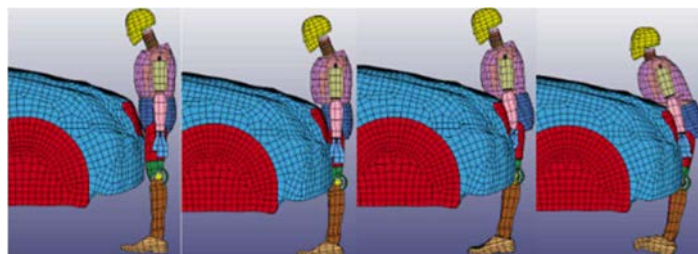


**Figura 6.24.** Secuencia de impactos en instantes críticos del atropello a 40 km/h (40, 45, 50 y 55 ms).

Si se analizan los valores de esfuerzo experimentados cuando la velocidad de impacto aumenta a 40 km/h en atropello frontal se observa fractura de fémur, puesto que tanto la fuerza axial como el momento flector llegan a superar hasta en casi cuatro veces los límites de referencia de lesión para este hueso. Al igual ocurre en la tibia, donde los valores de los parámetros de lesión analizados exceden notablemente los límites tolerables, por lo que a esta velocidad en caso de impacto frontal también se presupone fractura tibial. Por su parte, el momento flector registrado en la rodilla supera en un 24% el valor umbral. Asimismo, se estudia la magnitud de la fuerza de cizallado, que resulta ser más de cuatro veces superior al límite de daño. En consecuencia, también se asumen lesiones de gravedad en esta articulación.



**Figura 6.25.** Secuencia del atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 60 km/h con dummy.



**Figura 6.26.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (5, 10, 15 y 20 ms).

Cuando el impacto frontal se produce a 60 km/h, la fuerza axial en el fémur puede ser hasta 11 veces superior al límite de daño. A lo anterior se añade que el momento flector

duplica el umbral de lesión, de forma que se asume fractura de fémur para un atropello de estas características. Por otro lado, la fuerza transversal experimentada en la tibia excede en un 50% el umbral de lesión. A ello se unen importantes valores de momento flector y fuerza axial, lo que se traduce en que un atropello frontal a 60 km/h producirá en la gran mayoría de los casos fractura tibial. En cuanto a la zona de la rodilla, puesto que la fuerza de cizallado supera el umbral de lesión, también se pueden suponer lesiones de gravedad en los ligamentos de la rodilla.

En las siguientes tablas quedan registrados los valores de esfuerzos obtenidos en fémur, tibia y rodilla para atropello frontal del dummy con Mercedes Benz M Class a 20, 40 y 60 km/h.

**Tabla 6.19. Resultados de atropello frontal a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de tibia y fémur.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza axial (kN)	Momento torsión (Nm)	Momento flector (Nm)	Fuerza transversal (kN)
20	<b>Fémur</b>	Dcha.	5,73	27,2	1.073,0	8,33
		Izq.	7,58	62,9	1.022,0	7,79
	<b>Tibia</b>	Dcha.	1,50	-	-	2,96
		Izq.	1,95	-	-	2,01
40	<b>Fémur</b>	Dcha.	40,42	140,0	1.274,7	11,7
		Izq.	33,8	198,0	1.404,7	13,4
	<b>Tibia</b>	Dcha.	41,02	-	-	12,99
		Izq.	35,82	-	-	13,44
60	<b>Fémur</b>	Dcha.	110,58	280,67	797,85	9,87
		Izq.	101,71	309,23	1.012,2	11,67
	<b>Tibia</b>	Dcha.	103,66	-	-	9,44
		Izq.	102,17	-	-	7,73

**Tabla 6.20. Resultados de atropello frontal a dummy con Mercedes Benz M Class en lesiones de rodilla.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza de flexión (kN)	Momento flector (Nm)	Fuerza de cizalladura (kN)
20	<b>Rodilla</b>	Dcha.	1,96	-	2,97
		Izq.	1,51	-	3,02
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	374,86	-
		Izq.	-	568,28	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	352,61	-
		Izq.	-	479,08	-
40	<b>Rodilla</b>	Dcha.	35,77	-	13,3
		Izq.	40,99	-	12,82
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	507,91	-
		Izq.	-	587,19	-
		Dcha.	-	4.061,6	-

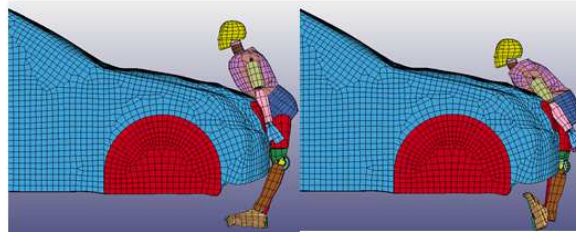
	<b>Rodilla-tibia</b>	Izq.	-	4.041,0	-
60	<b>Rodilla</b>	Dcha.	102,07	-	7,54
		Izq.	103,57	-	9,26
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	123,0	-
		Izq.	-	167,0	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	5.419,7	-
		Izq.	-	5.570,8	-

A continuación, se exponen las conclusiones sobre el análisis de la influencia de la posición del peatón en caso de atropello cuando el modelo de peatón es un dummy, comparando los valores obtenidos de los parámetros de lesión tanto cuando el atropello al peatón se produce por su lateral como cuando el impacto lo recibe en la parte delantera de su cuerpo.

Aislando las lesiones sufridas en el fémur, se observa que en caso de impacto frontal se produce un aumento de la fuerza axial y notables aumentos en el momento flector respecto al atropello lateral. Por tanto, si el peatón es atropellado frontalmente existe una probabilidad mayor de que se produzca fractura de fémur. En la tibia, sin embargo, se requiere un estudio más detallado de los esfuerzos obtenidos. En atropello frontal, el momento flector es superior. Sin embargo, según la literatura [41] el momento flector sufrido en la tibia influye en su probabilidad de fractura especialmente cuando el impacto se produce de forma lateral al peatón, aunque sí puede afectar al daño experimentado en la rodilla. Por otro lado, la fuerza transversal en la tibia muestra descensos a 20 y 60 km/h en atropello frontal respecto al lateral. No ocurre lo mismo para 40 km/h, donde la fuerza transversal en atropello frontal es superior. Dado que este tipo de esfuerzo es determinante en la fractura tibial y en este caso se contradicen los resultados, no se puede concluir qué posición del peatón resultaría más perjudicial para una posible fractura en este hueso. Sin embargo, la fuerza axial observada en la tibia aumenta de forma significativa en atropello frontal. Este parámetro de lesión a su vez está asociado con una mayor tensión en los ligamentos de la rodilla, por lo que se asume que en un atropello frontal las cargas soportadas en la tibia contribuirían a una mayor gravedad de lesión en la articulación de la rodilla.

Además, a 20 y 40 km/h se observan incrementos en la fuerza de cizallado de la rodilla y de una forma más significativa en el momento flector para atropello frontal respecto del impacto lateral. Como consecuencia de ello, los ligamentos experimentan mayores tensiones, así como una mayor fuerza de compresión en el cóndilo hasta niveles donde esta tensión desemboca en una fractura ósea en la unión ligamento-hueso conocido como fractura por avulsión. A elevada velocidad (60 km/h) sucede lo opuesto, obteniéndose un decremento en la fuerza de cizallado y en el momento flector. Esta contradicción observada respecto a la tendencia general, obliga a analizar detalladamente la secuencia de este atropello frontal para tratar de comprender lo que ocurre. Observando la trayectoria post-impacto de la pierna y del resto del cuerpo del peatón, se detecta una

mayor hiperextensión de la rodilla para 20 y 40 km/h obteniéndose mayores esfuerzos. Para el atropello a 60 km/h no se observa tanto desplazamiento de la tibia respecto del fémur, lo que puede ser debido a que con una mayor velocidad se transfiere mayor cantidad de energía al peatón en el impacto. De forma que si se analiza el mismo instante de tiempo (ver Figura 6.27) en atropello frontal a 40 y 60 km/h, se puede observar que la parte superior del peatón entra en contacto antes con el frontal del vehículo desplazando una mayor masa hacia el vehículo, lo que provoca que las piernas pierdan el contacto con el suelo antes evitando un mayor efecto “palanca” en la rodilla para 60 km/h.

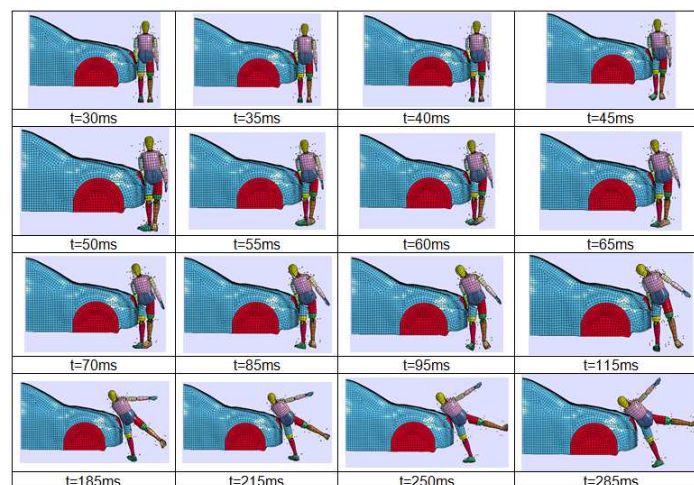


**Figura 6.27. Atropello frontal a 40 y 60 km/h en el instante 30 ms.**

En conclusión, en caso de que el atropello al peatón se produzca de forma frontal se pueden asumir lesiones más graves en la articulación de la rodilla, especialmente en los ligamentos cruzados.

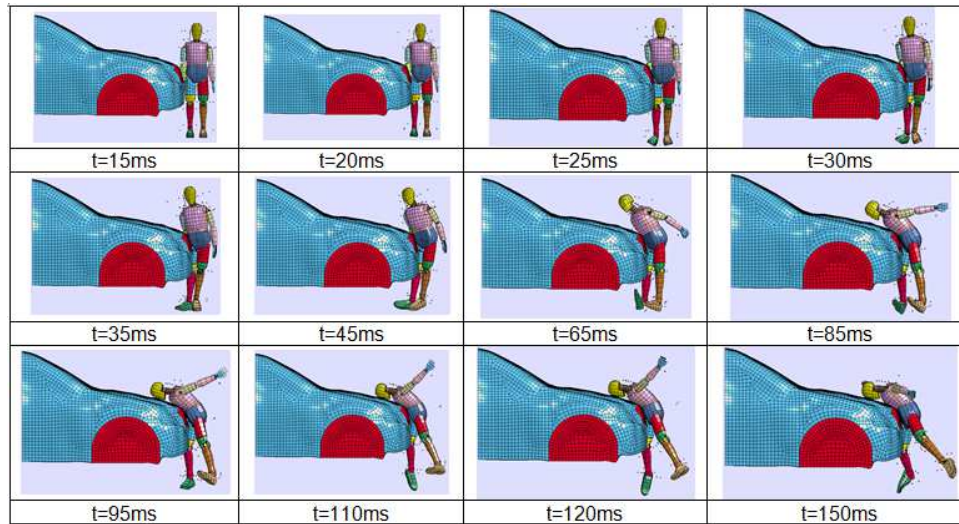
#### **6.1.2.5. Resultados sobre influencia del tipo de material del vehículo en parámetros de lesión de la pierna**

En este apartado, se tienen en cuenta los resultados de las simulaciones analizadas en apartados anteriores donde el material empleado en la carrocería era el acero 180 BH, y dichos resultados se comparan con los obtenidos en simulaciones de atropello lateral en las que se utiliza el mismo tipo de vehículo pero que, en cambio, el material de la carrocería es sustituido por la aleación de aluminio 6016-T4.



**Figura 6.28. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 20 km/h con dummy.**

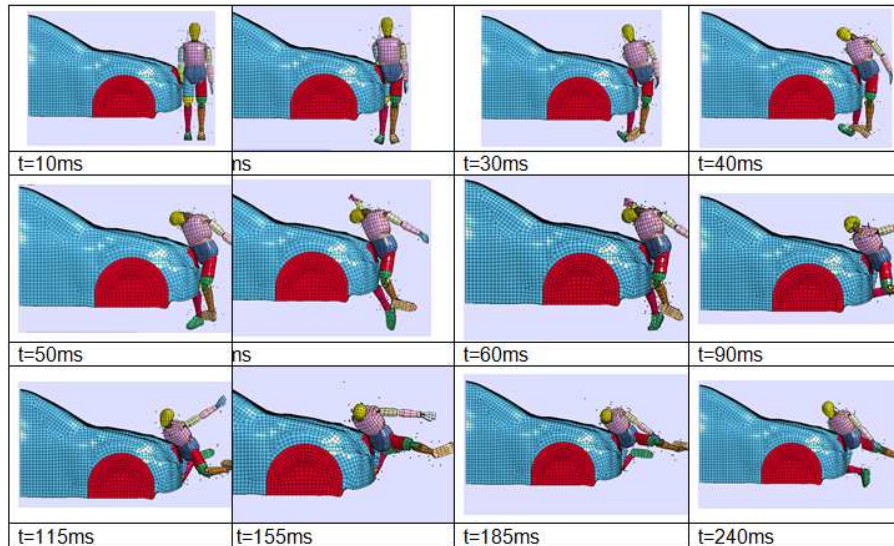
Comparando los resultados obtenidos para la carrocería de acero frente a los registrados para la de aluminio, se concluye que a baja velocidad (20 km/h) el tipo de material empleado en la carrocería no influye de forma significativa en la gravedad de lesión puesto que los esfuerzos observados en las piernas para los dos materiales analizados son similares. Por tanto, se asume que a velocidades de impacto bajas influyen más otros parámetros como, por ejemplo, el diseño de la parte delantera del vehículo o la posición del peatón en el momento del impacto.



**Figura 6.29. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 40 km/h con dummy.**

Cuando la velocidad del atropello aumenta a 40 km/h comienza a apreciarse la influencia del tipo de material. Si se observan los daños en el fémur, se produce un aumento del 28% en el momento flector en el caso de la aleación de aluminio 6016-T4. Igual sucede para la fuerza transversal experimentada en este hueso (aumentando un 14%), mientras que la fuerza axial se muestra casi invariable. En lo que respecta a los esfuerzos en la tibia, a 40 km/h se obtienen resultados cercanos para ambos materiales, siendo tanto la fuerza transversal como la axial para este hueso prácticamente iguales. El momento flector en la zona de unión entre tibia y rodilla aumenta un 5% en la carrocería de aluminio, aunque esta diferencia no se considera significativa dado que ambos materiales exceden notablemente el umbral de lesión. En la articulación de la rodilla es donde se observan las variaciones de esfuerzo más significativas a 40 km/h, aumentando la fuerza de cizallado un 21% cuando se trata del aluminio, así como también aumenta un 14% el momento flector en la zona de unión entre la rodilla y el fémur.





**Figura 6.30. Secuencia del atropello lateral con Mercedes Benz M Class con frontal de aleación de aluminio 6016-T4 a 60 km/h con dummy.**

Cuando la velocidad de impacto es de 60 km/h, la magnitud de la fuerza axial en el fémur aumenta en un 100% y el momento flector es superior al doble del resultado obtenido con el acero 180 BH para la misma velocidad. Asimismo, cuando la carrocería es aluminio, la fuerza transversal casi duplica su valor. En cuanto a los esfuerzos registrados en la tibia, la fuerza transversal se incrementa en un 86% y la fuerza axial en un 66%, así como también se registra un aumento del momento flector del 36% al utilizar la aleación de aluminio. Además, se registran lesiones más graves en la rodilla, donde la fuerza de cizallado aumenta un 67% y la fuerza de flexión un 68% para la carrocería de aluminio. En lo que respecta al daño en la zona de unión entre rodilla y fémur, se obtienen valores muy cercanos para ambos materiales. No obstante, ambos materiales exceden el umbral de lesión. Por tanto, para elevada velocidad (60 km/h), se puede afirmar que el material empleado en la carrocería del vehículo influye de forma más significativa de lo que lo hace a velocidades de atropello bajas. También se concluye que en estas simulaciones el aluminio resulta ser más perjudicial que el acero en lo que respecta a la gravedad de lesión registrada en las extremidades inferiores.

En la Tabla 6.21 y Tabla 6.22 se pueden consultar los valores de esfuerzos registrados en fémur, tibia y rodilla para un atropello lateral de un dummy con el Mercedes Benz M Class, cuando el vehículo presenta carrocería de aleación de aluminio 6016-T4, para las velocidades de 20, 40 y 60 km/h.

**Tabla 6.21. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class y carrocería de aluminio en lesiones de tibia y fémur.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza axial (kN)	Momento torsión (Nm)	Momento flector (Nm)	Fuerza transversal (kN)
20	<b>Fémur</b>	Dcha.	10,35	222,29	312,93	1,69
		Izq.	3,08	356,29	170,9	1,41
	<b>Tibia</b>	Dcha.	2,17	-	-	6,05
		Izq.	2,60	-	-	9,76
40	<b>Fémur</b>	Dcha.	34,47	297,09	466,0	2,77
		Izq.	3,66	259,86	244,69	2,70
	<b>Tibia</b>	Dcha.	34,32	-	-	5,89
		Izq.	3,33	-	-	5,65
60	<b>Fémur</b>	Dcha.	136,85	494,13	3.060,1	22,36
		Izq.	21,9	263,0	1.370,4	10,46
	<b>Tibia</b>	Dcha.	138,3	-	-	40,1
		Izq.	13,11	-	-	35,86

**Tabla 6.22. Resultados de atropello lateral a dummy con Mercedes Benz M Class y carrocería de aluminio en lesiones de rodilla.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza de flexión (kN)	Momento flector (Nm)	Fuerza de cizalladura (kN)
20	<b>Rodilla</b>	Dcha.	9,83	-	2,62
		Izq.	6,11	-	2,17
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	35,2	-
		Izq.	-	79,9	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	83,7	-
		Izq.	-	138,46	-
40	<b>Rodilla</b>	Dcha.	2,42	-	5,64
		Izq.	34,0	-	5,94
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	109,67	-
		Izq.	-	101,31	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	1697,8	-
		Izq.	-	219,0	-
60	<b>Rodilla</b>	Dcha.	13,21	-	36,1
		Izq.	138,3	-	40,1
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	488,24	-
		Izq.	-	81,44	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	4.937,1	-
		Izq.	-	322,78	-

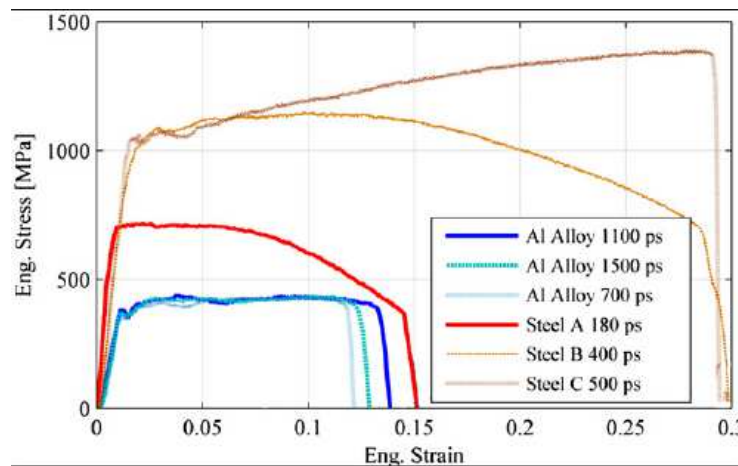
La tenacidad se define como la energía de deformación total que es capaz de absorber o acumular un material antes de la rotura en condiciones de impacto. El área situada bajo

la curva de comportamiento mecánico de un material corresponde con la energía absorbida por el material ante un impacto.



**Figura 6.31. Curvas tensión-deformación de un material frágil y un material tenaz en un ensayo de tracción [160].**

Generalmente, los aceros suelen presentar mayor tenacidad que las aleaciones de aluminio [161] (tal y como se muestra en la siguiente figura).



**Figura 6.32. Comparativa de curvas tensión-deformación en aleaciones de aluminio y aceros.**

El acero 180 BH posee mayor tenacidad que la aleación de aluminio 6016-T4, lo que podría explicar las conclusiones obtenidas en este análisis. Dado que el acero resulta ser más tenaz, será capaz de absorber más energía en caso de impacto. En consecuencia, los esfuerzos registrados en las extremidades inferiores del peatón serán menores y, por tanto, las lesiones serán menos graves. Al deformarse plásticamente más el acero se conseguirá a su vez disipar mayor cantidad de energía, y evitar así su transferencia al cuerpo del peatón.

No obstante, se debe recalcar que tanto los esfuerzos obtenidos para el acero como los registrados para la aleación de aluminio son similares, tan sólo a velocidades elevadas destaca la peor influencia del aluminio. Además, se debe señalar que el objetivo



pretendido principalmente al utilizar aluminio en la carrocería de un vehículo consiste en disminuir su masa. Sin embargo, cabe recordar que en estas simulaciones la masa ha permanecido constante variando únicamente las propiedades mecánicas del material, de forma que si se considerase la principal ventaja de usar aluminio (disminuir el peso) probablemente la gravedad de las lesiones en el peatón utilizando aluminio se reduciría. Esto es debido a que al tener menos masa el vehículo, la energía cinética que se transfiere al peatón en el impacto también resultaría menor y, en consecuencia, disminuirían los esfuerzos sufridos en las piernas. Sin embargo, si la masa coincide y sólo varían las propiedades del material se obtienen resultados ligeramente peores en la carrocería de aluminio en lo que respecta a la protección ofrecida por el vehículo a las piernas de un peatón.

#### 6.1.2.6. Resultados sobre influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la pierna

En este apartado se hace uso de dos tipos de vehículos con frontal muy diferente, tanto en altura como en forma (el SUV Mercedes Benz Clase M y el turismo Citroën C6). En la siguiente figura se muestran las dimensiones principales de ambos modelos de vehículo:

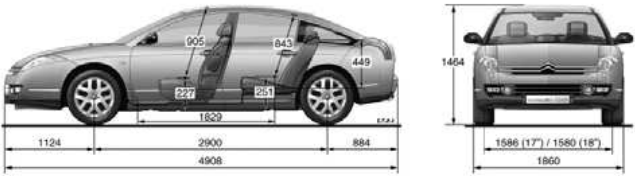
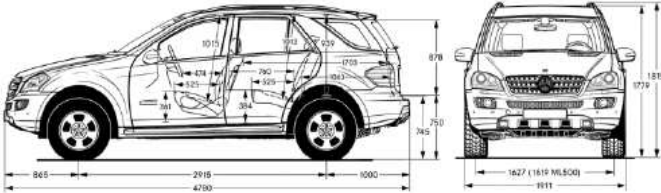
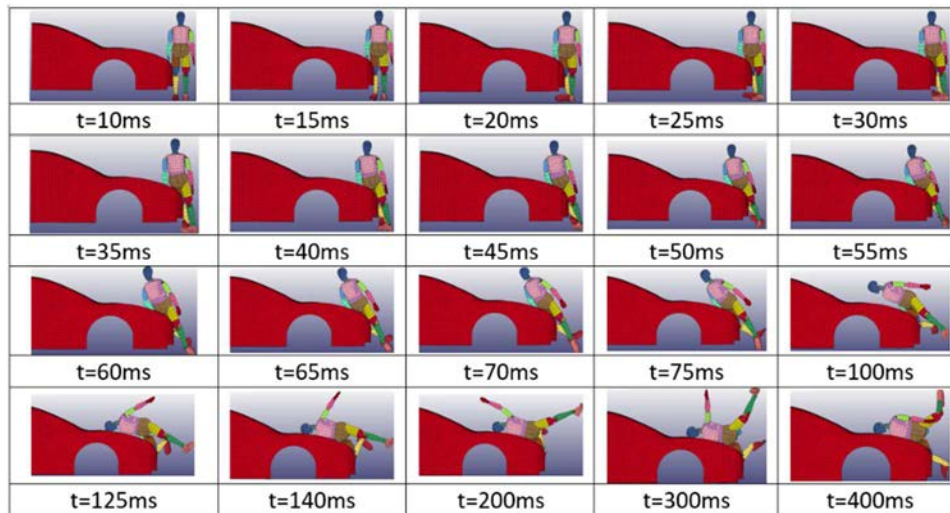
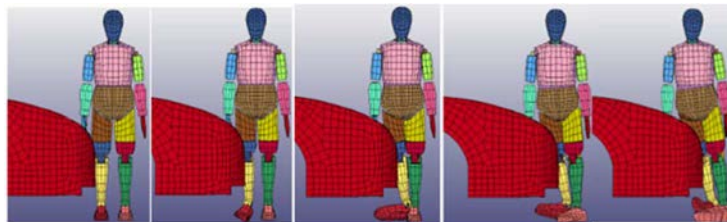
ALTURA FRONTAL		
Citroën C6		h= 700 mm
Mercedes ML		h= 910 mm

Figura 6.33. Dimensiones de los vehículos Citroën C6 y Mercedes Benz M Class.

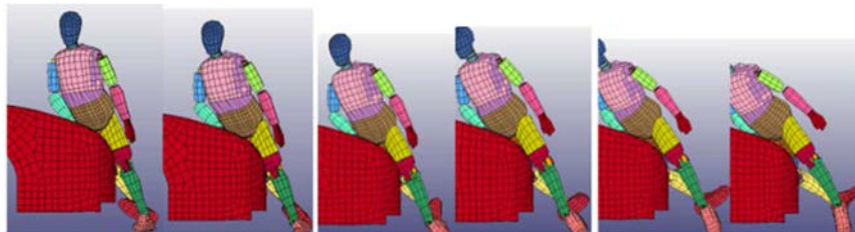
En un apartado previo fueron expuestos y analizados los resultados de las simulaciones con el Mercedes Benz, por lo que a continuación se estudian los valores de esfuerzo registrados para aquellas simulaciones que utilizan el turismo Citroën C6 (cuyas secuencias de atropello se muestran abajo). Posteriormente, se realiza la comparación de resultados para ambas categorías de vehículo.



**Figura 6.34. Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 20 km/h con dummy.**

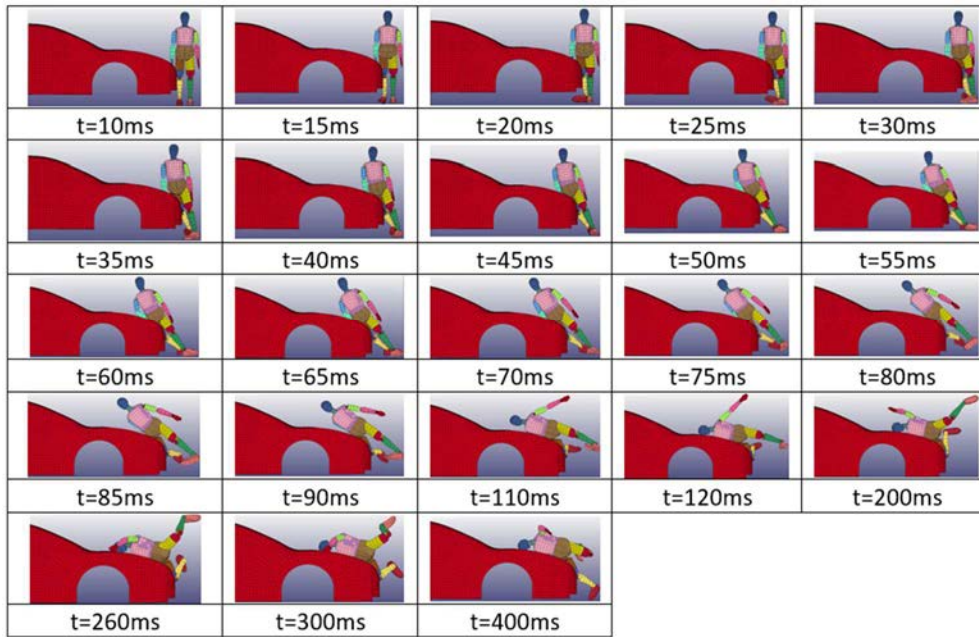


**Figura 6.35. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).**

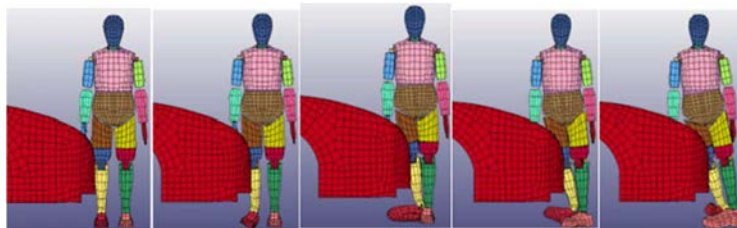


**Figura 6.36. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 20 km/h (50, 55, 60, 65, 70 y 75 ms).**

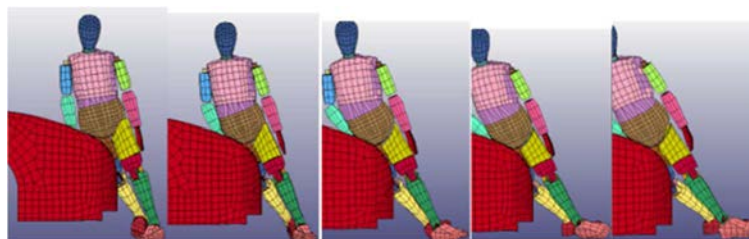
En el atropello lateral por el Citroën C6 a 20 km/h, tanto la fuerza axial como el momento flector en el fémur exceden los umbrales de tolerancia de lesión. Además, la magnitud registrada de fuerza axial se corresponde con una probabilidad del 90% de sufrir lesiones de gravedad AIS 2+ y del 50% de lesiones AIS 3+ en este hueso. En consecuencia, se puede asumir fractura de fémur. Por otro lado, la fuerza transversal en la tibia dobla el umbral de daño, así como también duplica el límite tolerable el momento flector soportado en la rodilla, lo que se asocia con una probabilidad de fractura del 90%. Por tanto, también se da fractura tibial. A lo anterior se añade que tanto el momento flector en la rodilla como la fuerza de cizallado superan los límites de lesión, de forma que se suponen además lesiones graves en la articulación.



**Figura 6.37.** Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 40 km/h con dummy.



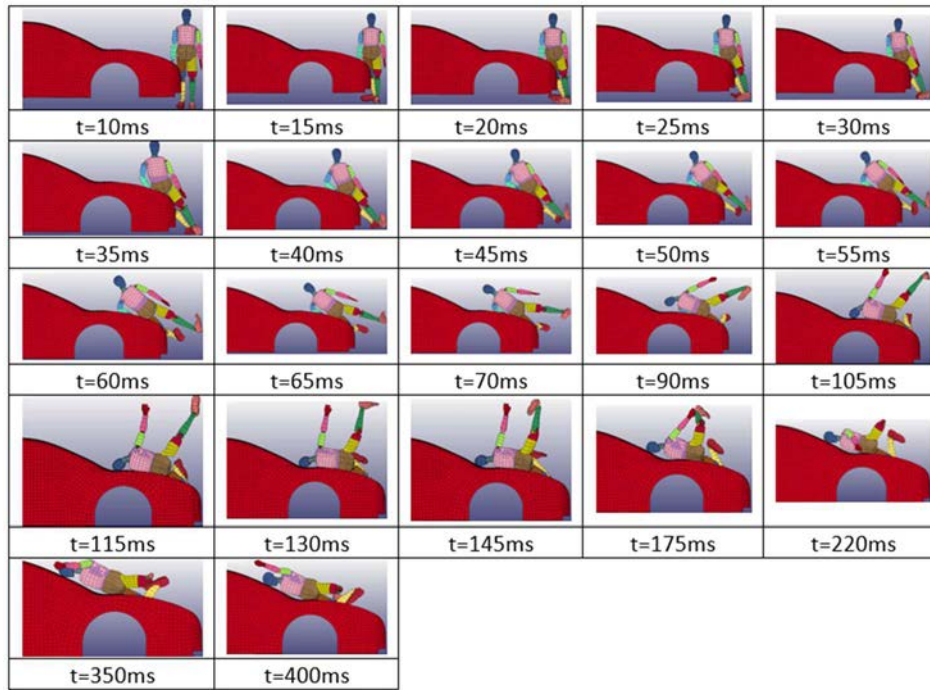
**Figura 6.38.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).



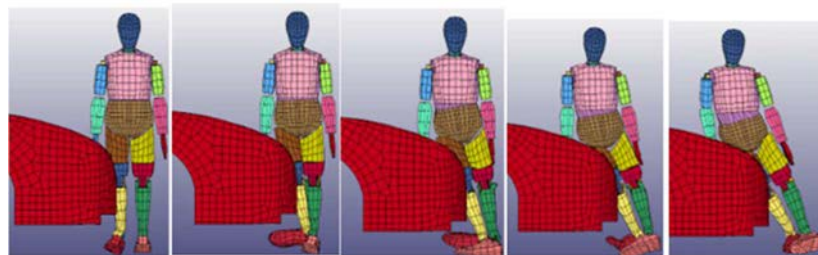
**Figura 6.39.** Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 40 km/h (40, 45, 50, 55 y 60 ms).

Cuando la velocidad de impacto es de 40 km/h, la fuerza axial y el momento flector en el fémur superan los umbrales de lesión. La magnitud de la fuerza axial obtenida se corresponde con una probabilidad del 80% de sufrir lesiones de gravedad AIS 3+. En consecuencia, se concluye que existe fractura en este hueso. La fuerza transversal en la tibia prácticamente triplica el umbral tolerable. Sin embargo, la fuerza axial registrada en la tibia tiene asociada una probabilidad de fractura del 30%. En consecuencia, se decide suponer también fractura de tibia. En lo referente al daño en la rodilla, el momento flector

no supera el umbral de lesión, mientras que la fuerza de cizallado resulta ser más de cuatro veces superior al umbral tolerable. Al no superar el límite el momento flector registrado en esta zona, no se pueden considerar lesiones graves en la articulación en este caso. No obstante, la fuerza de cizallado sí supera su correspondiente umbral de daño y además lo hace de forma significativa, por lo que se pueden asumir daños graves en los ligamentos colaterales.



**Figura 6.40. Secuencia de atropello lateral con Citroën C6 a 60 km/h con dummy.**



**Figura 6.41. Secuencia de impacto en instantes críticos del atropello a 60 km/h (10, 15, 20, 25 y 30 ms).**

Para el atropello a 60 km/h con el Citroën C6, la fuerza axial observada en el fémur casi duplica el umbral de lesión. Además, el valor obtenido para el momento flector en este hueso, determinante en la gravedad de lesión en el fémur, es prácticamente diez veces el umbral de tolerancia de lesión, por lo que se puede concluir fractura de fémur con alta probabilidad. Asimismo, se concluye una total certeza de fractura de tibia para este tipo de atropello dados los elevados esfuerzos que surgen en este hueso. En cuanto a la zona de la rodilla, se concluye que no existen elevadas probabilidades de lesión grave en los ligamentos cruzados puesto que el momento flector no excede el límite tolerable. En



contraposición, sí pueden suponerse lesiones graves en los ligamentos colaterales dado que la fuerza de cizallado en esta zona es 11 veces superior.

**Tabla 6.23. Resultados de atropello lateral a dummy con Citroën C6 en lesiones de tibia y fémur.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza axial (kN)	Momento torsión (Nm)	Momento flector (Nm)	Fuerza transversal (kN)
20	<b>Fémur</b>	Dcha.	14,75	427,08	911,49	3,29
		Izq.	17,09	438,21	310,1	2,51
	<b>Tibia</b>	Dcha.	6,22	-	-	14,97
		Izq.	3,67	-	-	14,54
40	<b>Fémur</b>	Dcha.	19,32	355,07	934,49	3,10
		Izq.	4,41	551,44	694,09	2,95
	<b>Tibia</b>	Dcha.	6,09	-	-	16,04
		Izq.	4,53	-	-	14,33
60	<b>Fémur</b>	Dcha.	18,03	600,38	2.951,3	4,24
		Izq.	9,60	564,25	2.656,3	14,41
	<b>Tibia</b>	Dcha.	12,82	-	-	82,45
		Izq.	22,8	-	-	34,09

**Tabla 6.24. Resultados de atropello lateral a dummy con Citroën C6 en lesiones de rodilla.**

Velocidad (km/h)	Zona corporal		Fuerza de flexión (kN)	Momento flector (Nm)	Fuerza de cizalladura (kN)
20	<b>Rodilla</b>	Dcha.	14,63	-	3,67
		Izq.	14,94	-	6,23
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	336,78	-
		Izq.	-	200,55	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	397,9	-
		Izq.	-	231,48	-
40	<b>Rodilla</b>	Dcha.	4,55	-	14,43
		Izq.	6,09	-	15,98
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	188,07	-
		Izq.	-	196,0	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	247,3	-
		Izq.	-	210,0	-
60	<b>Rodilla</b>	Dcha.	22,8	-	34,3
		Izq.	12,85	-	82,37
	<b>Rodilla-fémur</b>	Dcha.	-	127,85	-
		Izq.	-	509,4	-
	<b>Rodilla-tibia</b>	Dcha.	-	2.839,4	-
		Izq.	-	766,0	-

Mediante el análisis de la fuerza axial registrada en el fémur no se ha podido determinar una tendencia general entre la altura del frontal y la gravedad de lesión. Cuando el

atropello se produce a 20 km/h los daños observados cuando el vehículo es el Citroën C6 son superiores a los obtenidos con el Mercedes Benz M Class. Sin embargo, a 40 y 60 km/h los esfuerzos en la dirección axial del fémur disminuyen conforme disminuye la altura del frontal (es decir, son menores en el Citroën C6). No obstante, el momento flector sí muestra una tendencia, aumentando al disminuir la altura del frontal. Por tanto, se decide asumir que una menor altura del frontal del vehículo corresponde con una mayor probabilidad de fractura de fémur. Las conclusiones extraídas del análisis de lesiones en caso de atropello lateral al peatón confirman lo anterior. En ellas, en caso de atropello con el Mercedes Benz M Class a 20 km/h no se asumía fractura de fémur pero sí a 40 y 60 km/h, mientras que cuando el vehículo implicado es el Citroën C6 (menor altura) se observa fractura en este hueso en cualquier velocidad de impacto.

Los daños en la tibia también muestran una tendencia. Los valores de fuerza transversal en la tibia provocados por el Citroën C6 son notablemente mayores que aquellos que se observan con el Mercedes Benz M Class. En consecuencia, se puede concluir que una menor altura de frontal se traduce en un incremento de la fuerza transversal y con ello una probabilidad de fractura tibial superior. Las conclusiones extraídas del atropello lateral también refuerzan esta teoría, ya que para el Mercedes Benz M Class no se observa fractura de tibia a baja velocidad (20 km/h) mientras que con el Citroën C6 se observan lesiones graves en la zona de la tibia para cualquier valor de velocidad. En lo que respecta al daño en la articulación de la rodilla la tendencia se mantiene, es decir, conforme disminuye la altura del frontal el momento flector y la fuerza de cizallado en esta zona se incrementan, lo que provoca una mayor gravedad de lesión en la rodilla. De nuevo esta teoría se ve fomentada por las conclusiones del atropello lateral, donde con el Mercedes Benz M Class se registran lesiones graves en la rodilla a 60 km/h mientras que el Citroën C6 las provoca a cualquier valor de velocidad de impacto.

Por tanto, se puede concluir que una menor altura de la parte delantera del vehículo desemboca en lesiones más graves tanto en el fémur como en la tibia y la articulación de la rodilla.

### ***6.1.3. Comparación de resultados de gravedad de lesión utilizando un impactador de pierna y un dummy de cuerpo completo***

En el presente apartado se consideran tanto los resultados de las simulaciones llevadas a cabo con el modelo de impactador de pierna como aquellos procedentes de las simulaciones en las que se ha utilizado un dummy de cuerpo completo. El objetivo es verificar si con ambos modelos de peatón se obtienen las mismas conclusiones y determinar así si ambos modelos pueden utilizarse indistintamente en cualquier simulación de atropello.

En el análisis de influencia de la velocidad, tanto con el impactador de pierna como con el dummy de cuerpo completo se llega a la conclusión de que aumentar la velocidad de impacto provoca importantes incrementos en la gravedad de lesión. Cuando el atropello

ocurre a 20 km/h no se observan lesiones graves en la rodilla en ninguno de los dos estudios. A 40 km/h el impactador excede el umbral de lesión para el ángulo entre tibia y fémur provocando lesiones en los ligamentos colaterales mientras que los cruzados no se ven seriamente afectados. Igual ocurre en las simulaciones en las que se utiliza el dummy, donde la fuerza de cizallado excede el umbral de daño desembocando en una mayor tensión en los ligamentos colaterales. Sin embargo, el momento flector observado en la rodilla no excede el valor límite evitando que los ligamentos cruzados resulten gravemente dañados. Finalmente, a 60 km/h se asumen lesiones graves en la zona de la rodilla (tanto ligamentos colaterales como cruzados) con ambos modelos de peatón.

En las simulaciones que pretendían determinar la influencia de la posición del peatón en el momento previo al impacto, tanto con el impactador de pierna como con el dummy de cuerpo completo se ha concluido que si el peatón es atropellado de forma frontal las lesiones en las extremidades inferiores son superiores que en el caso en el que el peatón es atropellado lateralmente. Para el impactador de pierna el límite de lesión en el hueso de la tibia se supera a los 40 km/h en atropello frontal y lateral, e igual sucede con el dummy. No obstante, cabe recordar que en las simulaciones con el dummy no se pudo concluir sobre la magnitud del esfuerzo transversal en la tibia, puesto que no se observaba una tendencia. En contraposición, sí fue observado un aumento de la fuerza axial en atropello frontal lo que agravaría las lesiones en la articulación de la rodilla. En lo referido a lesiones en la rodilla, las simulaciones de ambos modelos de peatón coinciden en sus conclusiones, de forma que en caso de atropello frontal los límites tolerables son superados notablemente incluso a velocidades bajas. Esto se traduce en lesiones más graves en la zona de la rodilla cuando el atropello se produce frontalmente.

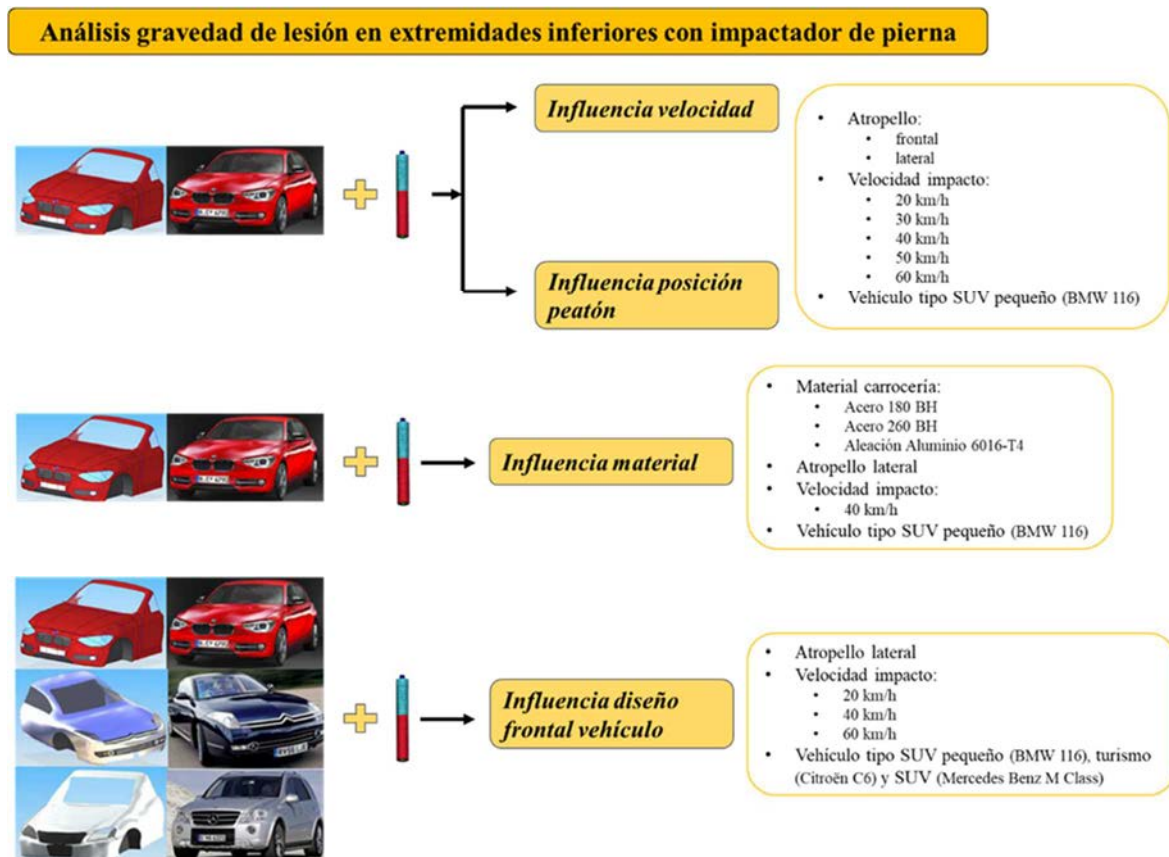
Por último, tras estudiar la influencia que tiene la altura del frontal del vehículo en la gravedad de lesión sufrida en las extremidades inferiores, tanto con el impactador de pierna como con el dummy de cuerpo completo se concluye que una menor altura del frontal agrava las lesiones en la articulación de la rodilla y sus zonas cercanas. En las simulaciones con el impactador de pierna se concluye que una menor altura de la parte delantera del vehículo supone valores de aceleración mayores y, por tanto, mayor probabilidad de fractura tibial. En el análisis con el dummy ocurre lo mismo, donde se registra un mayor valor de fuerza transversal en la tibia conforme disminuye la altura del frontal. En lo que respecta a los daños en la rodilla, con el impactador de pierna se observa que la gravedad de lesión en los ligamentos cruzados aumenta al disminuir la altura del frontal. Lo mismo sucede en el estudio con el dummy en el que el momento flector en la rodilla se incrementa. Si se centra el daño en los ligamentos colaterales, ambos modelos de peatón permiten concluir que conforme disminuye la altura del frontal existe mayor probabilidad de lesión. A 40 km/h el impactador de pierna duplica el límite de lesión para el ángulo formado entre fémur y tibia. Cuando se utiliza el dummy, también es a 40 km/h cuando se supera el umbral de la fuerza de cizallado, que mide la gravedad de lesión en la misma zona que el ángulo entre tibia y fémur en el caso del impactador.

Como consecuencia de todo lo expuesto anteriormente, se puede afirmar que tanto con un impactador de pierna como con un dummy de cuerpo completo se pueden alcanzar las

mismas conclusiones en lo que respecta a gravedad de lesión en las extremidades inferiores en caso de atropello.

## 6.2. Resumen de análisis de gravedad de lesión en extremidades inferiores

En la Figura 6.42 se muestran a modo de resumen los diferentes parámetros que han sido modificados en cada uno de los ensayos virtuales llevados a cabo para analizar la gravedad de lesión en las extremidades inferiores cuando se utilizaba como modelo de peatón un impactador de pierna.



**Figura 6.42. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna.**

En la Figura 6.43, en cambio, se muestran las características principales de las diversas simulaciones realizadas con un dummy.

En la Figura 6.44 se exponen los criterios de lesión utilizados en las simulaciones de este análisis para evaluar la gravedad del daño sufrido en las extremidades inferiores.



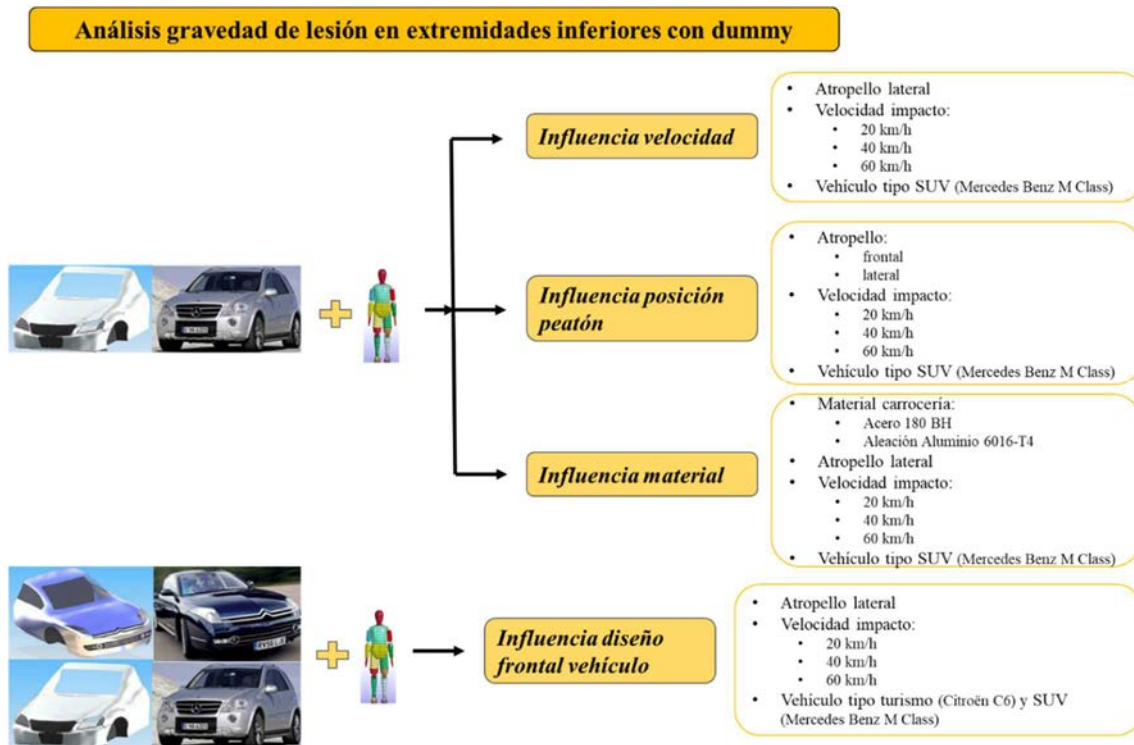


Figura 6.43. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy.

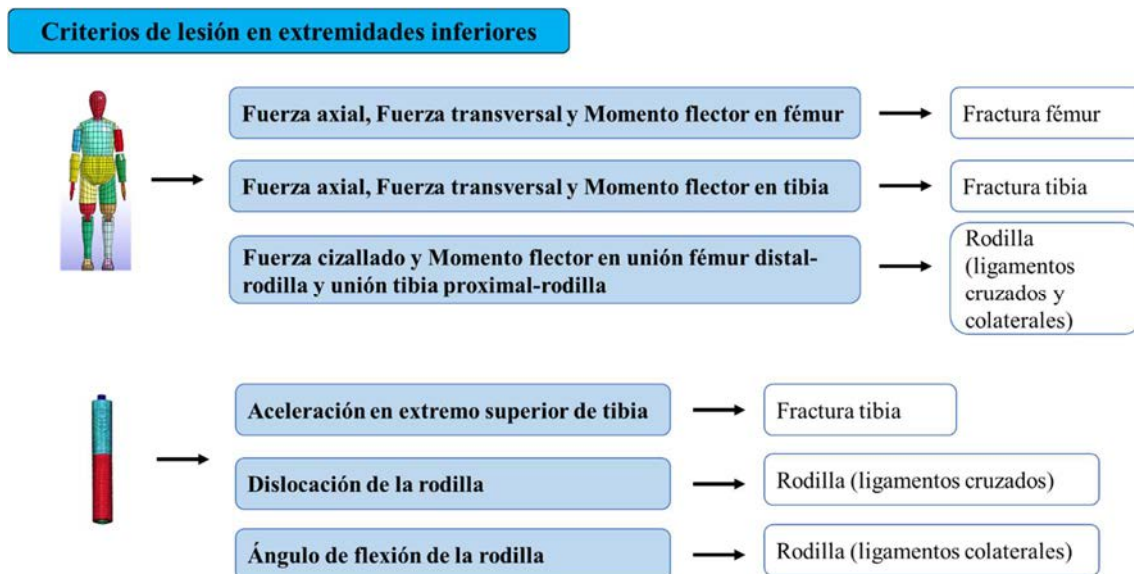


Figura 6.44. Criterios de lesión en las extremidades inferiores utilizados en los ensayos virtuales.

En las siguientes figuras se pueden consultar las principales conclusiones obtenidas tras el análisis de severidad lesional en las extremidades inferiores de un peatón.

Resultados de análisis de gravedad de lesión en extremidades inferiores

Influencia velocidad

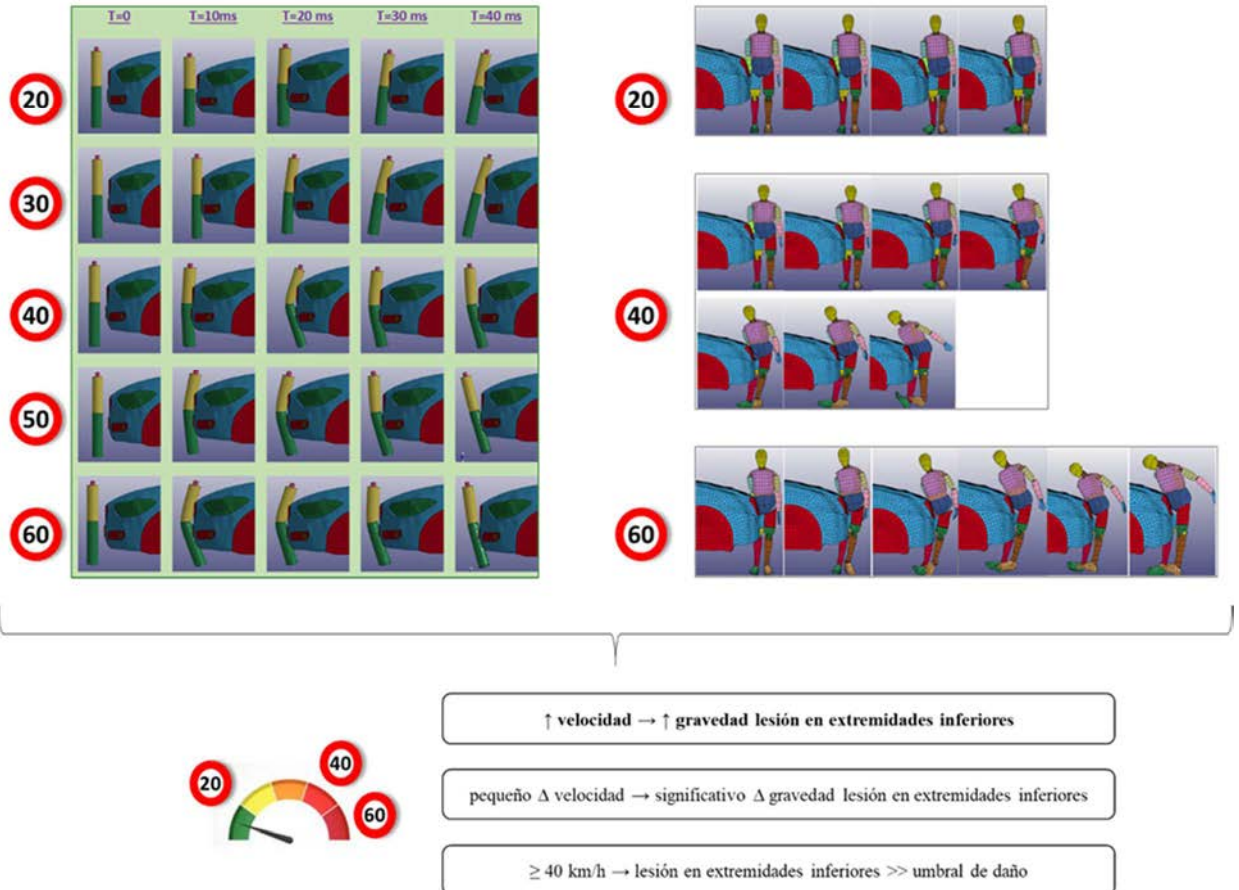


Figura 6.45. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión en extremidades inferiores.

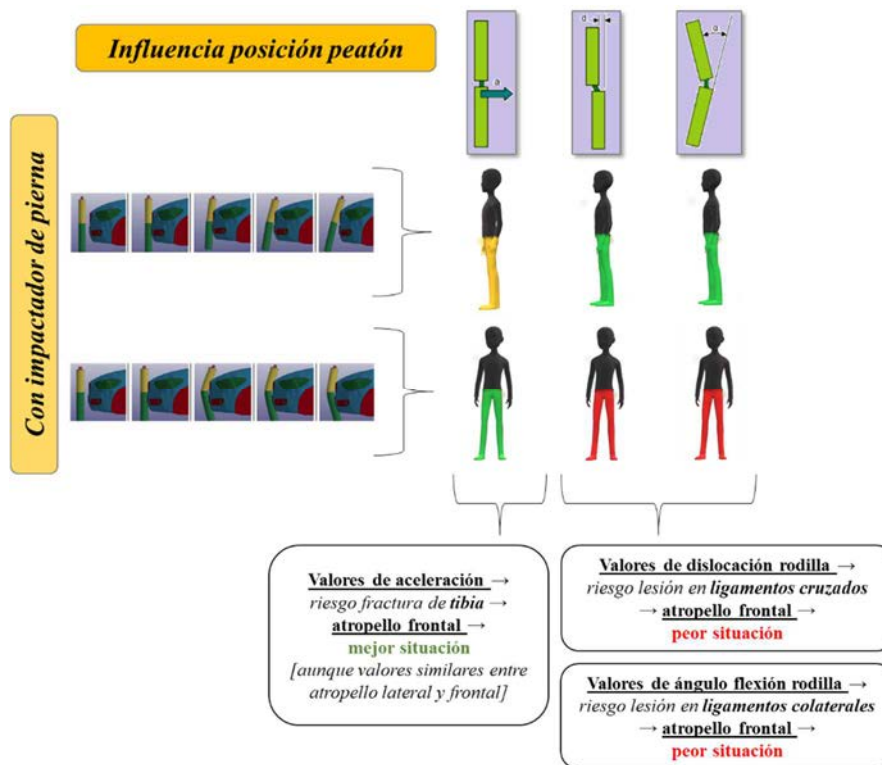


Figura 6.46. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna.

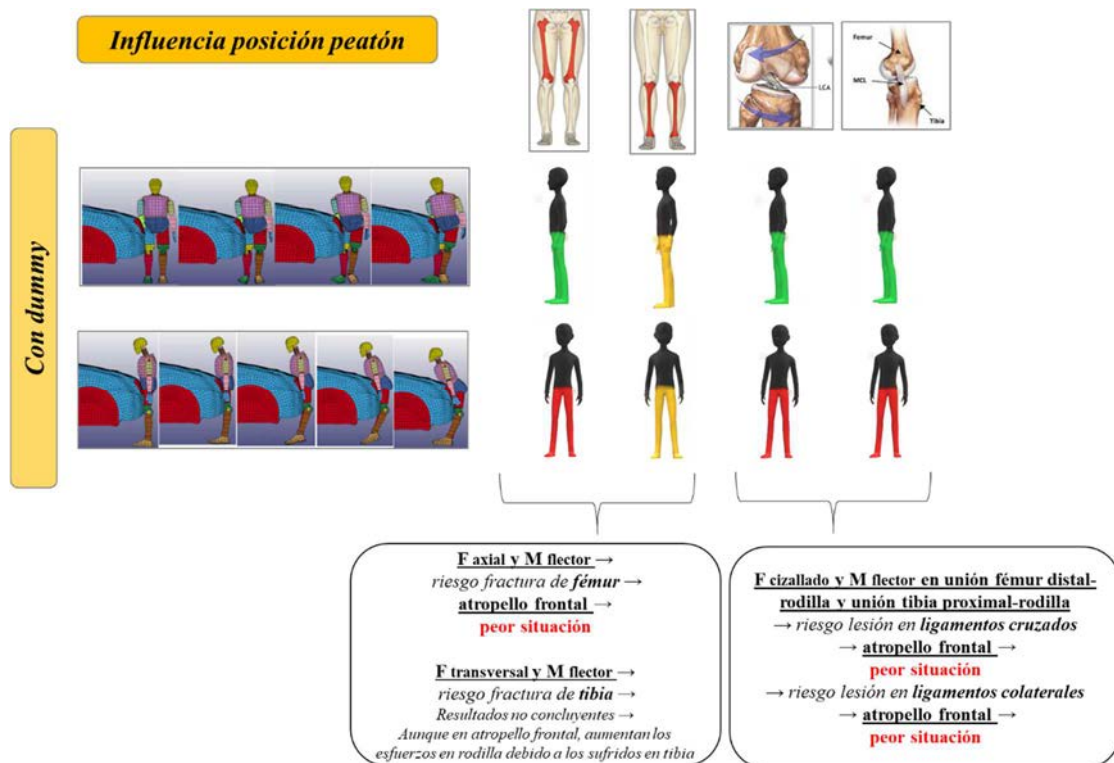


Figura 6.47. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy.

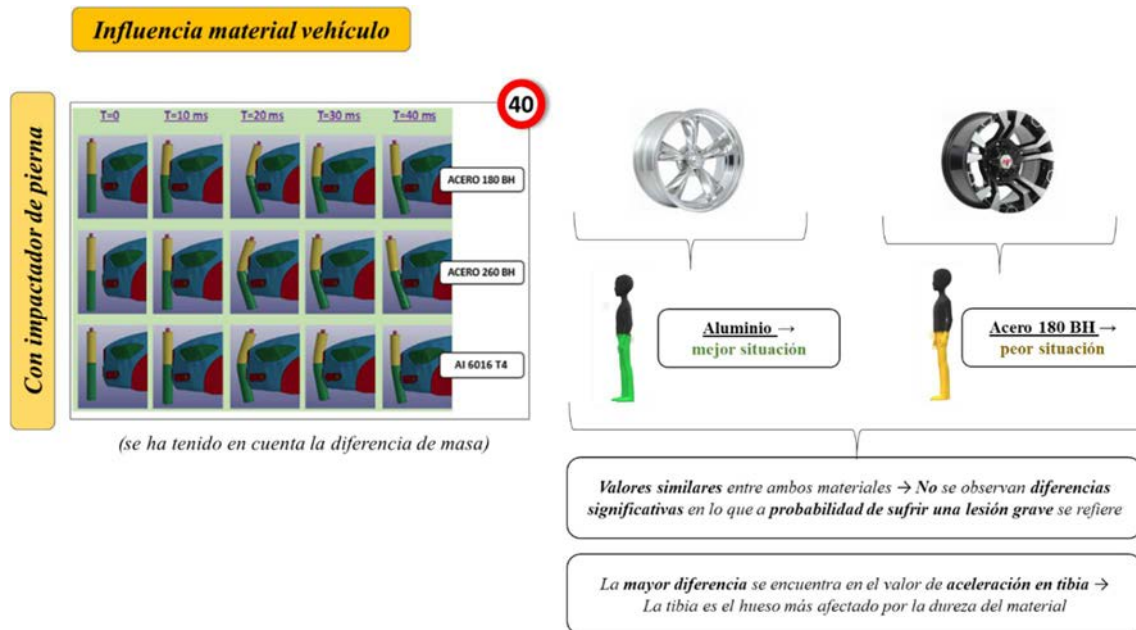


Figura 6.48. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un impactador de pierna.

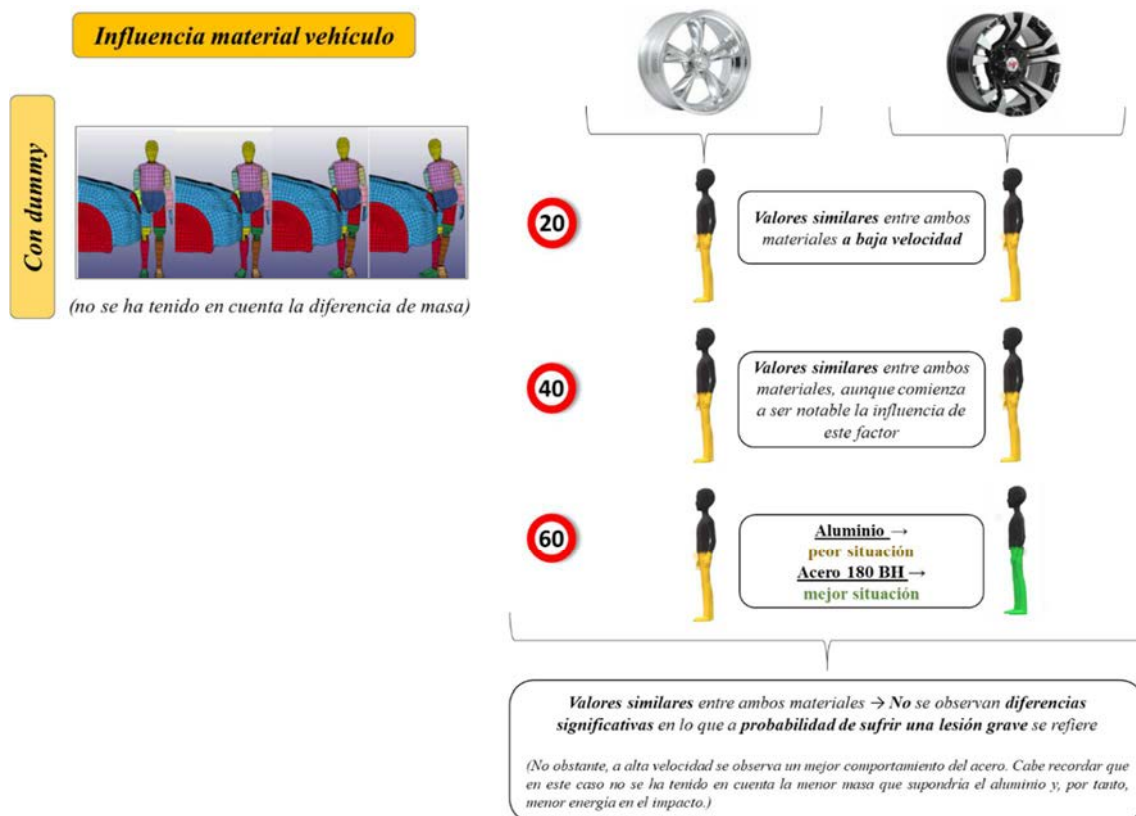


Figura 6.49. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores utilizando un dummy.



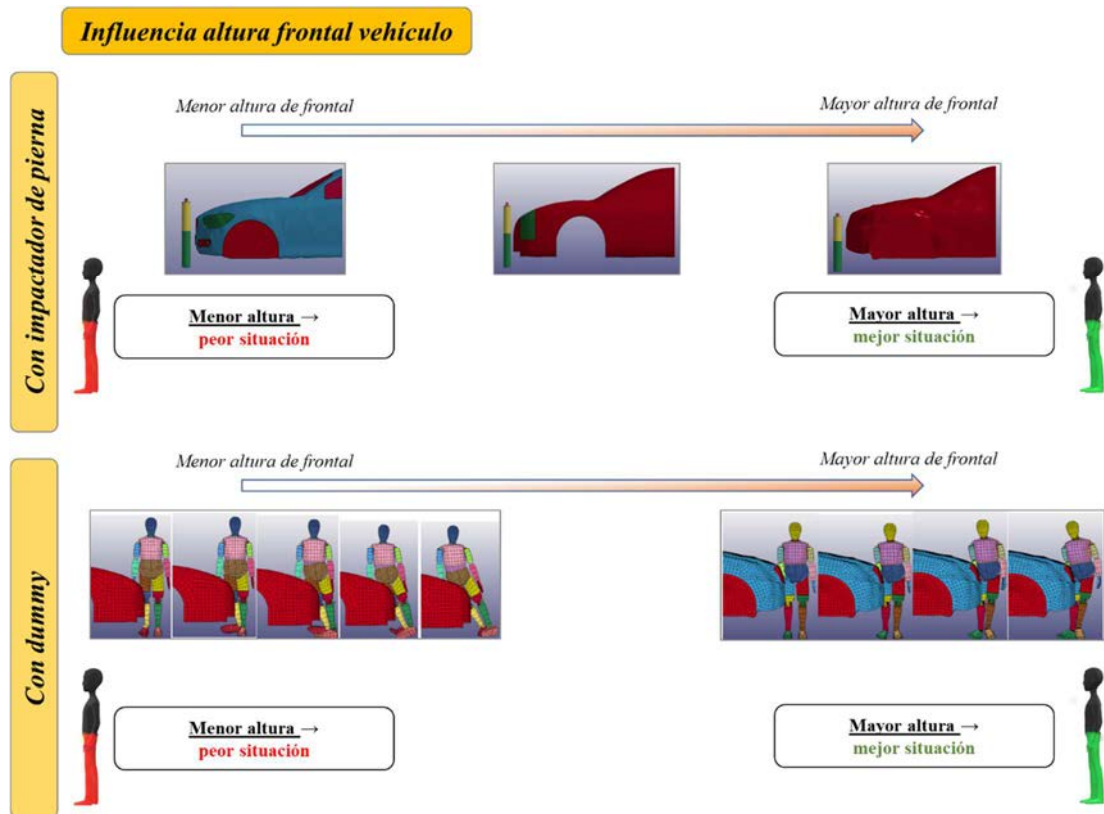


Figura 6.50. Resultados de análisis de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión en extremidades inferiores.

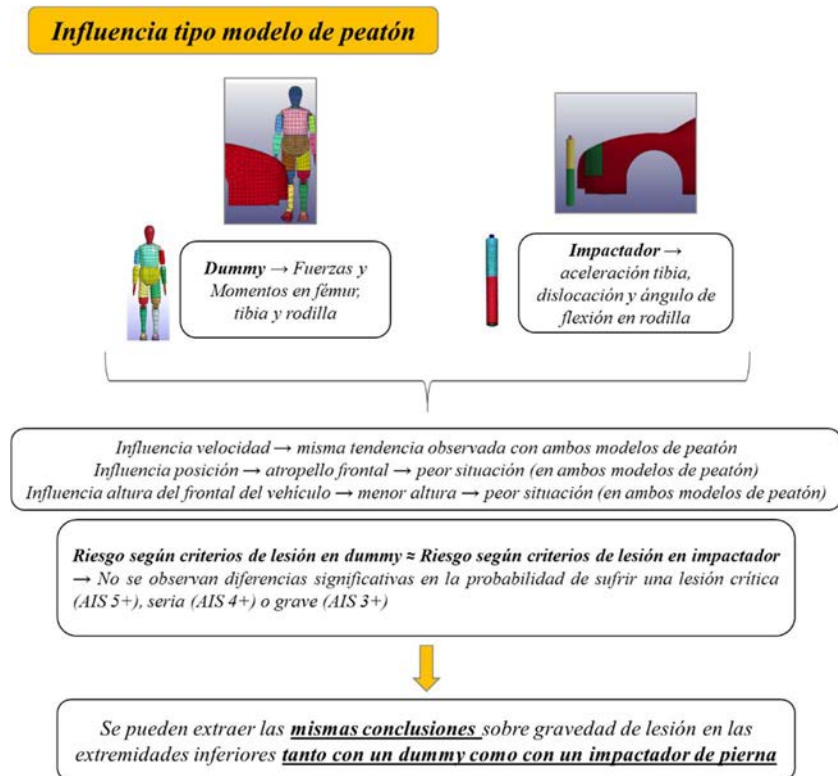


Figura 6.51. Comparación de resultados de un dummy frente a un impactador de pierna.



## *Capítulo VII*

# **7. Análisis en materia de protección de la zona torso-abdominal del peatón**

Este capítulo se centra en analizar la severidad de lesión en la zona torso-abdominal bajo la influencia de diferentes factores involucrados en el atropello mediante la realización de ensayos virtuales. El objetivo buscado consiste en determinar qué parámetros deben ser tenidos en cuenta en un ensayo de homologación que evalúe esta región anatómica. A partir de las simulaciones realizadas con dummy de cuerpo completo en el análisis de la gravedad de lesión en cabeza y extremidades inferiores se examinará en detalle la trayectoria post-impacto que muestra el peatón bajo diferentes condiciones de ensayo. Con ello se conseguirá establecer una serie de ángulos iniciales de los cuales partir para poder realizar un estudio más exhaustivo de cómo afecta el ángulo con el que impacta el torso sobre el capó del vehículo en la gravedad de las lesiones torácicas. Así, se podrá determinar qué ángulo es el idóneo para lanzar un posible impactador de torso en un ensayo de homologación. Además, mediante las conclusiones que puedan ser extraídas de las simulaciones realizadas en este capítulo, se pretende definir bajo qué condiciones mínimas se debería llevar a cabo un ensayo de homologación en la zona torso-abdominal, y qué criterios de lesión y límites biomecánicos deberían ser considerados.

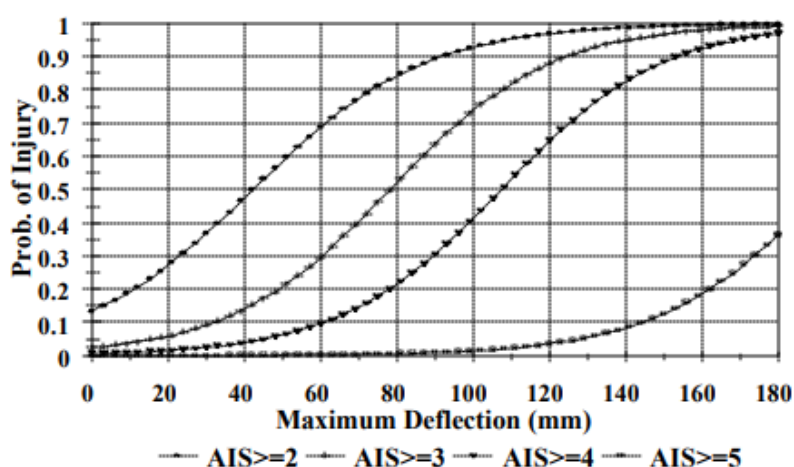
### **7.1. Análisis de parámetros de lesión de la zona torso-abdominal**

La reglamentación en materia de protección al peatón no evalúa la zona torso-abdominal. Por tanto, no están definidos unos criterios de comportamiento y valores límite admisibles

para comprobar si un determinado modelo de vehículo cumple con los requisitos de homologación en lo que respecta a la protección que ofrece en el torso-abdomen de un peatón en caso de atropello.

Dado que esta tesis doctoral tiene como objetivo principal establecer un procedimiento de homologación que también incluya la evaluación de esta zona, se considera especialmente necesario en primer lugar (y de forma previa a la evaluación del daño en la zona torso-abdominal) encontrar qué parámetros de lesión serían los idóneos para evaluar esta zona, así como cuáles serían los umbrales de tolerancia de impacto admitidos en esta región anatómica para asegurar la supervivencia del peatón. Con estos objetivos secundarios en mente, se ha realizado una extensa revisión sobre trabajos previos publicados basados en el análisis de daño de esta zona corporal. Además, se ha revisado la instrumentación incorporada en esta área en los diferentes dummies de cuerpo completo, teniendo en cuenta para qué fin están diseñados cada uno de los diversos modelos de dummy y qué parámetros de lesión son capaces de medir. A lo anterior, se añade una revisión de la normativa vigente. Dado que no existe reglamentación para esta zona en el caso del peatón, se ha analizado en detalle la normativa que evalúa la protección que ofrece un vehículo en la zona torso-abdominal de un ocupante en caso de colisión frontal y lateral, con el objetivo de poder obtener soluciones en cuanto a parámetros de lesión y umbrales de daño que sean extrapolables al peatón.

Dado que los mecanismos lesionales predominantes en la zona torácica son debidos a la aceleración máxima experimentada en el pecho junto con la compresión que se produce en la caja torácica, a continuación se exponen diversas curvas de riesgo de lesión (ver Figura 7.1 y Figura 7.2) que permiten evaluar la gravedad de la lesión según la magnitud alcanzada en estos parámetros para el dummy Hybrid III. Estas curvas han sido extraídas de experimentos reales procedentes de varios estudios disponibles en la literatura [88]. Mediante las ecuaciones que acompañan a las diferentes curvas se puede calcular la probabilidad de riesgo de una determinada gravedad de lesión en función del valor de parámetro de lesión.



**Figura 7.1.** Curvas de riesgo de lesión AIS 2+, 3+, 4+ y 5+ para el dummy Hybrid III 50<sup>th</sup> male según la máxima deflexión del tórax (Dmax) [88].



$$p(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{(1,8706 - 0,04436D_{max})}}$$

Ec. 9

$$p(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{(3,7124 - 0,0475D_{max})}}$$

Ec. 10

$$p(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{(5,0952 - 0,0475D_{max})}}$$

Ec. 11

$$p(AIS \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{(8,8274 - 0,0459D_{max})}}$$

Ec. 12

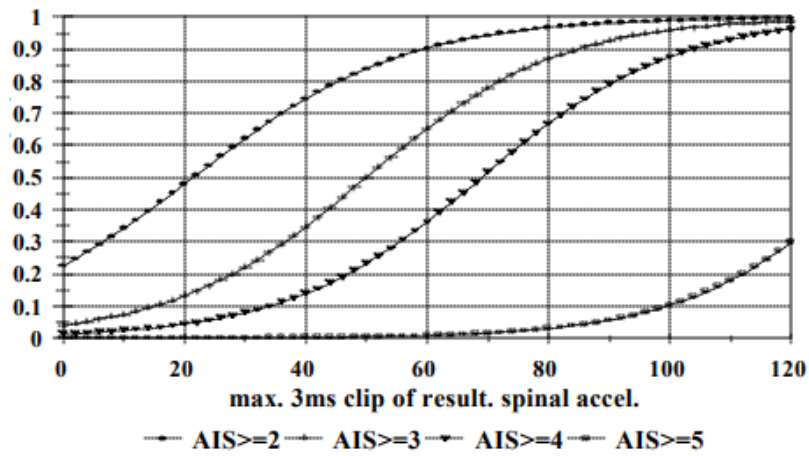


Figura 7.2. Curvas de riesgo de lesión AIS 2+, 3+, 4+ y 5+ para el dummy Hybrid III 50<sup>th</sup> male según la máxima aceleración registrada en el tórax (Amax) [88].

$$p(AIS \geq 2) = \frac{1}{1 + e^{(1,2324 - 0,0576A_{max})}}$$

Ec. 13

$$p(AIS \geq 3) = \frac{1}{1 + e^{(3,1493 - 0,0630A_{max})}}$$

Ec. 14

$$p(AIS \geq 4) = \frac{1}{1 + e^{(4,3425 - 0,0630A_{max})}}$$

Ec. 15

$$p(AIS \geq 5) = \frac{1}{1 + e^{(8,7652 - 0,0659A_{max})}}$$

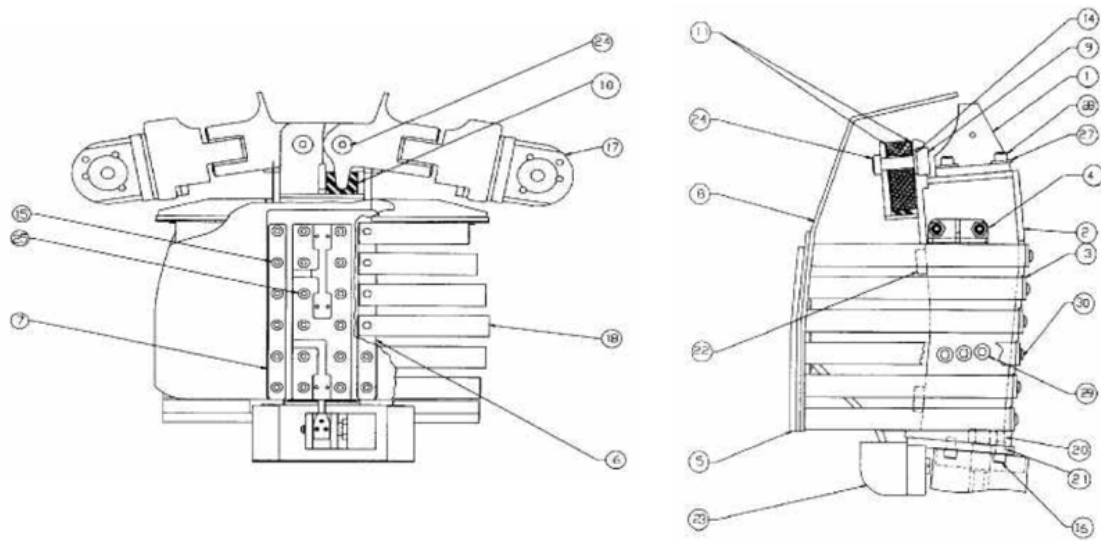
Ec. 16

Según en qué costilla se localice la lesión, se pueden suponer riesgos de lesión en los diferentes órganos que se encuentran bajo la caja torácica (pulmones, tráquea, corazón, diafragma, hígado y bazo) y el abdomen (riñones, páncreas, intestinos y estómago). Las lesiones en la zona de la 1ª y 2ª costilla se pueden asociar con un traumatismo torácico grave, con afectación traqueobronquial o de grandes vasos. Si la lesión se sitúa entre la 3ª y la 7ª costilla, existe un alto riesgo de sufrir lesiones pleurales o parenquimatosas, mientras que si la lesión se sitúa entre la 10ª y la 12ª costilla, sería necesario comprobar si se ha producido una lesión hepática, esplénica o renal. Además, todo traumatizado grave, con fracturas de pelvis y sobre todo si existe shock hipovolémico sin sangrado aparente, suele estar asociado con lesiones traumáticas abdominales sangrantes [162].



**Figura 7.3. Costillas pertenecientes al dummy Hybrid III.**

El maniquí antropomórfico utilizado en esta investigación corresponde con el Hybrid III 50 percentil varón. En lo que respecta al diseño de su parte torácica, está formado por seis resortes de acero con material de amortiguación basado en polímeros. Además, incorpora un transductor de deflexión en el esternón que mide la compresión de la caja torácica con respecto a la columna. También incluye en esta zona células de carga capaces de medir fuerzas y momentos aplicados en la columna torácica, así como células de carga y acelerómetros en la zona del abdomen que evalúan fuerzas y momentos en la zona lumbar de la columna. A la anterior instrumentación, se suman acelerómetros en el tórax que permiten conocer valores de aceleración tanto en el esternón como en la columna y en el centro de gravedad del tórax [163]. En la Figura 7.4 [164] se puede observar un esquema de las diferentes partes que componen la parte torácica del dummy Hybrid III. La marca número 7 corresponde con la localización del acelerómetro en el tórax, y la marca 10 con la del transductor de deflexión. En la marca número 4 se monta otro acelerómetro, en la marca 2 una célula de carga, mientras que en la marca 30 se encuentra una célula de carga para registrar esfuerzos en la columna torácica.



**Figura 7.4. Instrumentación de la parte torácica del dummy Hybrid III.**

No obstante, no toda esta instrumentación forma parte del modelo estándar, algunos de estos sensores son opcionales. La instrumentación que incluye como mínimo cualquier modelo en la zona torso-abdominal corresponde con el acelerómetro en el tórax y el transductor de deflexión del tórax. El modelo virtual del dummy Hybrid III utilizado en las simulaciones llevadas a cabo a lo largo de esta tesis corresponde con el modelo específico de peatón, el cual incluye únicamente esta instrumentación considerada estándar [151]. Por tanto, los parámetros de lesión que permiten evaluar la gravedad de lesión en esta zona mediante este dummy virtual son la aceleración y la deflexión en el tórax. Además, incluye la posibilidad de calcular el criterio de daño CSI (*Chest Severity Index*). Este criterio fue desarrollado por Gadd en 1966 [165] y proporciona una descripción de la severidad de un impacto integrando la aceleración experimentada en el tórax durante una determinada duración del impacto según la siguiente ecuación:

$$CSI = \int_{t_1}^{t_2} a \cdot dt$$

**Ec. 17**

Sin embargo, los valores obtenidos del parámetro CSI en las simulaciones realizadas en esta tesis no parecen aportar datos útiles para evaluar eficazmente la gravedad de lesión en la zona torácica del peatón. Tras revisar la literatura, se comprueba que este parámetro no suele ser utilizado en análisis biomecánicos de colisiones, puesto que no permite obtener buenos resultados en determinados casos debido a la mala validación de su desarrollo. Tampoco es utilizado para verificar la protección que ofrece un vehículo en ninguna normativa de homologación. Por tanto, las conclusiones extraídas a partir de los resultados de gravedad de lesión analizados en esta investigación se basarán

especialmente en los valores de aceleración y deflexión registrados en el pecho del dummy. Estos valores permitirían, además, posteriormente calcular otros parámetros de lesión torácica como el CTI (*Combined Thoracic Index*) que utiliza tanto la aceleración como la deflexión. Aunque existen estudios que afirman que la efectividad de este último parámetro en la predicción de gravedad de lesión es menor que si se consideran el pico de aceleración y la deflexión por separado. Por otro lado, podría obtenerse una variación del parámetro de daño TTI (*Thoracic Trauma Index*) que se basa en la siguiente ecuación:

$$TTI(d) = \frac{1}{2}(G_R + G_{LS})$$

**Ec. 18**

Donde  $G_R$  corresponde con el mayor pico de aceleración observado en alguna de las costillas superiores o inferiores (en g's) y  $G_{LS}$  es el valor más bajo de los picos de aceleración registrados (en g's).

Los valores umbrales de daño en el *Hybrid III 50th Male* correspondientes a la aceleración en el pecho, la deflexión en el pecho y el CSI son 60 g's, 50 mm y 1000, respectivamente. El valor de 60 g's de aceleración se corresponde con un riesgo del 65% de sufrir lesiones de gravedad AIS 3+ y aproximadamente un 36% de lesiones AIS 4+, mientras que una compresión torácica de 50 mm se asocia con un riesgo del 21% de sufrir lesiones AIS 3+ y un 6% de lesiones AIS 4+.

En la Tabla 7.1 [166] se muestran los valores de referencia de evaluación de lesión (IARV, *Injury Assessment Reference Values*) para medidas realizadas con la familia de dummies *Hybrid III*.

**Tabla 7.1. Valores de referencia de evaluación de lesión en la familia de dummies Hybrid III.**

	3 year	6 year	10 year	Small female	Midsized male	Large male
<i>Head</i>						
Pk. 15 ms HIC	568	723	741	779	700	670
Pk. CG Accel. (G)	175	189	189	193	180	175
<i>Upper extremity</i>						
Pk. upr. arm resultant moment (Nm)	–	–	–	130	214	308
Pk. forearm resultant moment (Nm)	–	–	–	44	90	110
<i>Thorax</i>						
Pk. stern. defl. (mm)						
Shoulder belt	28	31	36	41	50	55
No shoulder belt	–	–	40.4	39.0	47.7	52.8
Pk. defl. rate (m/s)	8.0	8.5	8.4	8.3*	8.3*	8.3*
Pk. T4 accel (G)	92	93	82	73	60	54
<i>Lower extremity</i>						
Femur-time curve refer to Fig. 4.5	–					
Tibia-femur displ. (mm)	–	–	–	12	15	17
Pk. medial or lateral knee elev. (N)	–	–	–	2,550	4,000	4,910
Pk. tibia compr. (N)	–	–	–	5,100	8,000	9,820
Tibia index, TI	–	–	–	1	1	1
<i>TI intercepts</i>						
$M_i$ (Nm)				114	225	306
$F_c$ (N)				22,900	35,900	44,100
Pk. ankle moment (Nm)	–	–	–	114	225	306

Los valores de referencia para evaluación de la lesión están basados en información biomecánica sobre mecanismos lesionales humanos. Estos valores umbral permiten evaluar si la magnitud obtenida para un determinado parámetro de lesión se considera aceptable o, por el contrario, marginal o pobre lo que se traduciría en la aparición de una lesión grave en la zona corporal correspondiente a dicho parámetro de lesión. En Tabla 7.2 [167] se registran los valores de corte para diversos parámetros de lesión en ensayos de protección en caso de impacto.

**Tabla 7.2. Valores umbrales de parámetros de lesión según distintos niveles de protección en caso de impacto.**

Región anatómica	Parámetro de lesión	IARV (Valor de referencia)	Bueno-Aceptable	Aceptable-Marginal	Marginal-Pobre
Cabeza y cuello	HIC 15	779	623	779	935
	Tensión axial en el cuello (kN)	2,1	2,1	2,5	2,9
	Compresión en el cuello (kN)	2,5	2,5	3,0	3,5
Hombro	Deflexión (mm)	60	Si la deflexión en el hombro excede los 60 mm, la puntuación de protección en el torso decrece una categoría.		
Torso	Deflexión media en la costilla (mm) (aplica a tests en los que la máxima deflexión en la costilla no excede los 50 mm)	34	34	42	50
	Peor deflexión en la costilla (mm)	Si alguna de las deflexiones en las costillas excede los 50 mm, la puntuación de la deflexión se basará en el pico de deflexión. Si la máxima deflexión se sitúa entre 51 y 55 mm, se corresponde con una puntuación marginal. Mientras que, si el pico de deflexión supera los 55 mm, la protección resultante es categorizada como pobre.			
	Velocidad de deflexión (m/s)	8,20	8,20	9,84	11,48
	Criterio viscoso (m/s)	1,00	1,00	1,20	1,40
Pelvis y fémur izquierdo	Fuerza en el acetábulo (kN)	4,0	4,0	4,8	5,6
	Fuerza en el hueso ilíaco (kN)	4,0	4,0	4,8	5,6
	Fuerza combinada en el acetábulo y el hueso ilíaco (kN)	5,1	5,1	6,1	7,1
	Fuerza anterior-posterior en el fémur (3 ms, kN)	±3,9	±2,8	±3,4	±3,9
	Fuerza lateral-medial en el fémur (3 ms, kN)	±3,9	±2,8	±3,4	±3,9
	Momento de flexión anterior-posterior en el fémur (3 ms, Nm)	±356	±254	±305	±356
	Momento de flexión lateral-medial en el fémur (3 ms, Nm)	±356	±254	±305	±356

Crandall et al. [168] analizaron las cargas y deformaciones sufridas por cadáveres humanos (PMHS) cuando eran atropellados por vehículos tipo turismo y tipo SUV, y observó que los criterios de daño utilizados y la biofidelidad requerida en el caso de los dummies ocupantes de vehículos podría ser útil para estudiar la protección en el torso del

peatón. Por ello, la propuesta de un ensayo de homologación de la zona torácica del peatón se basará en la reglamentación referida a los ocupantes de vehículos. Existe diferente normativa y procedimientos de homologación en los diferentes continentes. Esta investigación se centra en la reglamentación utilizada a nivel europeo. El Reglamento europeo nº 94 [169] recoge las prescripciones sobre la homologación de los vehículos en lo relativo a la protección de sus ocupantes en caso de colisión frontal, mientras que el Reglamento nº 95 [170] lo hace para colisión lateral.

En caso de colisión frontal, se asume que el vehículo ha superado el ensayo de homologación, en lo que a protección en el tórax supone, si el criterio de compresión del tórax (ThCC, *Thorax Compression Criterion*) no resulta superior a 50 mm, y si el criterio de viscosidad (V\*C) para el tórax no es superior a 1,0 m/s. Este umbral de daño para el criterio viscoso se corresponde con aproximadamente un 5% de riesgo de sufrir una lesión torácica de gravedad AIS 4+ [171]. Por tanto, las mediciones que se deben hacer en el tórax consisten en determinar el hundimiento del pecho entre el esternón y la columna vertebral. El maniquí que se posiciona en cada asiento delantero en estos ensayos corresponde a las especificaciones del *Hybrid III*, que coincide con el mismo modelo de dummy utilizado a lo largo de esta tesis. Este dummy fue diseñado para impacto frontal, aunque presenta piezas intercambiables para adaptarlo a otro tipo de condiciones de impacto. La velocidad del vehículo en el momento del impacto es de 56 km/h.

El criterio de compresión del tórax (ThCC) se define como el valor absoluto de la deformación del tórax (en mm). Por otro lado, el criterio de viscosidad (V\*C) se calcula como el producto instantáneo de la compresión y el índice de desviación del esternón, ambas medidas se derivan de la medición de la desviación del esternón [169]. La respuesta de desviación del esternón se obtiene a partir de la señal registrada por un transductor de deflexión ubicado en el esternón del dummy. Esta señal es filtrada posteriormente con un canal de datos de frecuencia de 180 Hz. La compresión en el tiempo ( $C_{(t)}$ ) se calcula a partir de esta señal filtrada según la siguiente ecuación:

$$C_{(t)} = \frac{D_{(t)}}{0,229}$$

**Ec. 19**

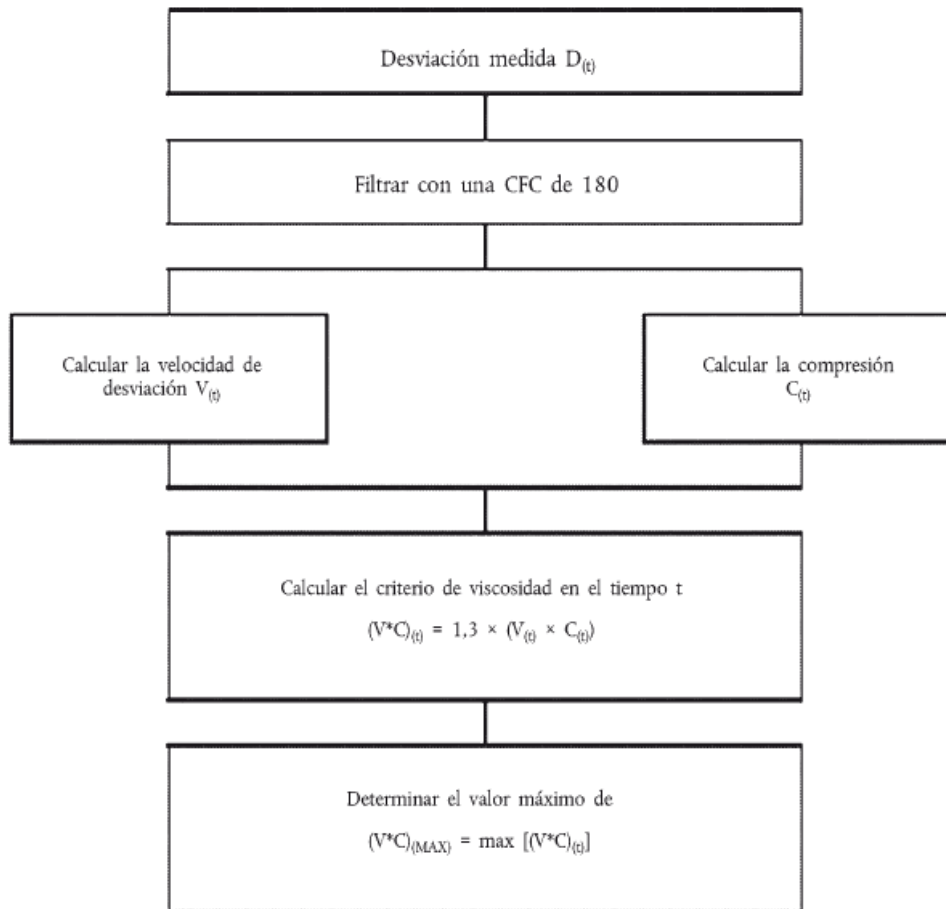
La velocidad de desviación del esternón en el tiempo ( $V_{(t)}$ ) se obtiene mediante la desviación tal y como se indica en la siguiente ecuación:

$$V_{(t)} = \frac{8(D_{(t+1)} - D_{(t-1)}) - (D_{(t+2)} - D_{(t-2)})}{12\delta t}$$

**Ec. 20**

Donde  $D_{(t)}$  es la desviación en el momento  $t$  (en m) y  $\delta t$  es el intervalo de tiempo (en s) entre las mediciones de la desviación. El valor máximo de  $\delta t$  será de  $1,25 \cdot 10^{-4}$  segundos

[169]. En la Figura 7.5 se resume el procedimiento seguido para el cálculo del criterio de viscosidad.



**Figura 7.5.** Diagrama del procedimiento de cálculo del criterio de viscosidad en el tórax del dummy [169].

Una vez obtenido la compresión y la velocidad de desviación en el esternón, se calcula el criterio de viscosidad en el tiempo según la siguiente ecuación:

$$(V * C)_{(t)} = 1,3 * (V_{(t)} * C_{(t)})$$

**Ec. 21**

Finalmente, se obtiene el valor máximo del criterio de viscosidad en el tiempo:

$$(V * C)_{max} = max[(V * C)_{(t)}]$$

**Ec. 22**

Por otro lado, se encuentra el Reglamento n° 95 que evalúa la protección del ocupante del vehículo en caso de colisión lateral. En este caso, para superar el ensayo de homologación,

el criterio de comportamiento del tórax en cuanto a la deformación de las costillas debe ser inferior o igual a 42 mm, mientras que en el caso del criterio de partes blandas (criterio de viscosidad) el valor debe ser inferior o igual a 1,0 m/s. En colisión lateral, también se evalúa el criterio de comportamiento del abdomen, donde la fuerza máxima sobre el abdomen inferior debe ser inferior o igual a 2,5 kN de fuerza interna (equivalente a una fuerza externa de 4,5 kN). Por tanto, se necesitará instrumentar al dummy de forma que sea capaz de medir la deformación de la caja torácica además de la fuerza ejercida sobre el abdomen. La velocidad del ensayo en el momento del impacto es de 50 km/h.

En estos ensayos de colisión lateral, la deformación máxima del pecho se corresponde con el valor máximo de deformación de cualquier costilla según determinen los transductores de desplazamiento del tórax, filtrado con una frecuencia de 180 Hz. Por otro lado, el resultado de máxima viscosidad es el valor máximo del criterio de viscosidad en cualquier costilla, calculado a partir del producto instantáneo de la compresión relativa del tórax respecto del semitórax y la velocidad de compresión derivada por diferenciación de la compresión. Ambos se derivan de la medición de la deformación de las costillas. A los efectos de este cálculo, la anchura normalizada de la semicaja torácica es de 140 mm.

$$VC = \max \left( \frac{D}{0,14} \cdot \frac{dD}{dt} \right)$$

**Ec. 23**

Donde D (en metros) es la deformación de las costillas. Así, la compresión en el tiempo ( $C_{(t)}$ ) se calcula como la deformación a partir de la señal filtrada expresada como la proporción de la mitad de la anchura del pecho del dummy utilizado (0,14 m en este caso), según la siguiente ecuación:

$$C_{(t)} = \frac{D_{(t)}}{0,14}$$

**Ec. 24**

La velocidad de deformación de las costillas en el tiempo ( $V(t)$ ) se calcula de la misma forma que para colisión frontal.

En lo referido al criterio de protección del abdomen, la fuerza máxima sobre el abdomen es el valor máximo de la suma de tres fuerzas medidas mediante transductores montados 39 mm por debajo de la superficie del lado impactado, con un canal de frecuencia de datos de 600 Hz. El valor de filtrado de la señal es un valor importante a tener en cuenta en el procesamiento de resultados de ensayos virtuales.

En el ensayo de colisión lateral, este reglamento no utiliza un dummy *Hybrid III* sino que propone utilizar otro modelo de dummy, el *EuroSID I*, puesto que éste fue diseñado para medir los efectos sobre las costillas, la columna vertebral y los órganos internos bajo situaciones de impacto lateral.



**Tabla 7.3. Comparación de criterios de comportamiento en la zona torso-abdominal del peatón en reglamentación europea y americana en caso de colisión frontal y colisión lateral [172].**

Región anatómica	R94 (96/79/CE)	R95 (96/27/CE)	FMVSS 208		FMVSS 214	
	Colisión frontal	Colisión lateral	Colisión frontal		Colisión lateral	
	Hybrid III	EuroSID1	Hybrid III 50th Male	Hybrid III 5th Female	ES-2re	SID-IIsFRG
Tórax	D=50mm VC=1,0m/s	D=42mm VC=1,0m/s	Acel=60g D=63mm	Acel=60g D=52mm	D=35-44mm T12Ax=82g	T12Ax=82g
Abdomen	NA	Fabd=2,5kN	NA	NA	Fabd=2,4-2,8kN	NA

Donde D es la máxima deflexión torácica, VC es el criterio de viscosidad, Fabd es la máxima fuerza total en el abdomen, Acel es la máxima aceleración registrada en el tórax, T12Ax es la máxima aceleración obtenida en la vértebra torácica T12, y NA significa que ese criterio de comportamiento no aplica en dicha normativa.

En la Tabla 7.3 [172] se resumen los criterios de comportamiento admisibles para superar los ensayos de homologación en lo que respecta a la protección de la zona torso-abdominal en colisión frontal y lateral en Europa (R94 96/79/CE y R95 96/27/EC). A modo de comparación, se incluyen también los requisitos exigidos en la reglamentación americana (FMVSS 208 y FMVSS 214 (*Federal Motor Vehicle Safety Standards*)).

## 7.2. Análisis de gravedad de lesión en la zona torso-abdominal según la influencia de diferentes parámetros involucrados en el atropello

### 7.2.1. Ensayos virtuales utilizando un dummy como modelo de peatón

#### 7.2.1.1. Modelos utilizados

Se utilizarán cuatro modelos CAD de vehículos diferentes: Citroën C6, Mercedes Benz M Class, Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller, con el objetivo de abarcar una mayor variedad de diseños de vehículos sobre los que analizar resultados de gravedad de lesión. Todos estos modelos de vehículo ya han sido utilizados en otros apartados, concretamente el Citroën C6 y el Mercedes Benz M Class (ver Figura 6.1) fueron incorporados en el análisis de gravedad de lesión en las extremidades inferiores, mientras que el Mercedes Benz GLC y el Peugeot Traveller (ver Figura 5.1) fueron utilizados en el estudio de lesión en la cabeza. Las características principales de todos ellos, por tanto, ya han sido descritas en apartados previos, por lo que aquí simplemente se recordará la categoría de vehículo a la que pertenece cada modelo puesto que ésta influye en la trayectoria post-impacto que puede experimentar un peatón.

El Citroën C6 se trata de un vehículo tipo turismo. Por otro lado, el modelo de Mercedes Benz M Class pertenece a una categoría de vehículo no considerada segura para los peatones como es el caso de los todoterrenos. En cuanto al Mercedes Benz GLC, este modelo se posiciona dentro de la categoría SUV mediano. Por último, se encuentra el modelo Peugeot Traveller situado dentro de la categoría VAN o furgoneta. Aunque estos modelos ya han sido mostrados en figuras previas, se incorporan de nuevo en la siguiente figura para que puedan así ser observados de forma conjunta y apreciar las notables diferencias que existen entre ellos en lo que respecta a diseño del frontal.



**Figura 7.6.** Modelos virtuales y reales de los modelos de vehículo para análisis de parámetros de lesión del torso del peatón (de arriba a abajo: Citroën C6, Mercedes Benz M Class, Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller).

En este caso, el modelo de peatón elegido representará el cuerpo entero del peatón, de esta forma se tendrá en cuenta el papel que juegan las diferentes regiones anatómicas en la dinámica del atropello tras el primer impacto. Esto permitirá que la trayectoria que muestre la zona torso-abdominal del peatón sea mucho más realista. El modelo de dummy elegido para realizar las simulaciones ha sido el *Hybrid III 50th Percentile Standing* (ver Figura 5.2) [151].

#### 7.2.1.2. Metodología de ensayos

Una vez seleccionados los modelos virtuales a utilizar, se procede a la realización de las simulaciones en la que se reproducen diferentes escenarios de atropello atendiendo a la modificación de los parámetros cuya influencia se persigue analizar en este apartado, y poder concluir así cómo afectan estas variables en la gravedad de las lesiones sufridas en la zona torso-abdominal del peatón. En la Tabla 7.4, Tabla 7.5 y Tabla 7.6, se detallan los factores principales a modificar en las diferentes simulaciones.

En primer lugar, se pretende analizar cómo influye la velocidad en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal en caso de atropello. Para ello, se realizarán simulaciones a 20, 30, 40 y 60 km/h. En este caso, el modelo de vehículo empleado será el Mercedes

Benz GLC, por pertenecer a una categoría actualmente en auge de ventas como es el caso de los SUV, pero que a su vez están considerados perjudiciales en protección al peatón y especialmente debido a las lesiones que suelen causar en la región del torso. Para verificar si la tendencia que provoca la velocidad de impacto en la severidad de lesión de esta zona se cumple siempre, se modificará la posición del peatón en el momento del atropello. Éste se posicionará de espaldas a la parte delantera del vehículo, de forma frontal a éste y, por último, de forma lateral. Variar la condición inicial de la posición del peatón en el momento del impacto permitirá, además, analizar cómo influye este posicionamiento en la severidad de lesión.

Asimismo, con el fin de comprobar la posible tendencia que puede suponer la velocidad en la severidad de lesión experimentada en el torso del peatón, se realizarán también simulaciones en las velocidades y posiciones planteadas para otra categoría de vehículo considerada también perjudicial debido a las lesiones que provoca en la zona torso-abdominal. Se trata del modelo Peugeot Traveller. Debido al diseño de este tipo de vehículos, el torso suele ser la zona que recibe el primer impacto.

**Tabla 7.4. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad y de la posición del peatón en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Trasera
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Frontal
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Lateral
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	
Peugeot Traveller	20 km/h	Trasera
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	
Peugeot Traveller	20 km/h	Frontal
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	
Peugeot Traveller	20 km/h	Lateral
	30 km/h	
	40 km/h	
	60 km/h	

Para conocer cómo influye el material del capó en la severidad de lesión de la zona torácica, se compararán los resultados de los parámetros de lesión de la zona torso-abdominal del peatón para dos materiales diferentes ampliamente utilizados actualmente en la fabricación de la carrocería del capó de los vehículos. Se trata del acero 180 BH y de una aleación de aluminio (6016-T4). Las propiedades de estos materiales ya han sido descritas en otros apartados. En este caso, el modelo de vehículo utilizado es el Mercedes Benz M Class. La posición del peatón en estas simulaciones no variará, posicionándose de forma frontal al vehículo. Este escenario de atropello se repetirá a velocidades de impacto de 20, 40 y 60 km/h para cada uno de los materiales planteados.

**Tabla 7.5. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del material del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Material del capó
Mercedes Benz M Class	20 km/h	Frontal	Acero
			Aluminio
Mercedes Benz M Class	40 km/h	Frontal	Acero
			Aluminio
Mercedes Benz M Class	60 km/h	Frontal	Acero
			Aluminio

Finalmente, para estudiar cómo afecta el diseño del frontal del vehículo en la severidad de lesión en la zona torso-abdominal del peatón, se realizarán atropellos con distintos modelos de vehículo que presentan diferente geometría y altura de frontal. Se llevarán a cabo simulaciones con los cuatro modelos seleccionados. El peatón se posicionará de forma lateral al vehículo, por ser ésta la tipología de atropello más frecuente, y se realizarán simulaciones a 20, 40 y 60 km/h.

**Tabla 7.6. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia del diseño del frontal del vehículo en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón
Citroën C6	20 km/h	Lateral
Mercedes Benz M Class		
Mercedes Benz GLC		
Peugeot Traveller		
Citroën C6	40 km/h	Lateral
Mercedes Benz M Class		
Mercedes Benz GLC		
Peugeot Traveller		
Citroën C6	60 km/h	Lateral
Mercedes Benz M Class		
Mercedes Benz GLC		
Peugeot Traveller		

### 7.2.1.3. Resultados sobre la influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

Algunas de estas simulaciones ya han sido realizadas para evaluar la severidad de lesión en la cabeza o en las extremidades inferiores. Este análisis, en cambio, se centra únicamente en obtener los resultados de los parámetros de lesión del torso del peatón. Sin embargo, para poder comprender mejor los resultados de daño en el tórax, es posible que en ciertos casos sea necesario observar detenidamente la trayectoria que adquiere el torso en función del tiempo. Si fuese así, las secuencias de atropello podrían ser consultadas en los correspondientes apartados del *Capítulo 5 Análisis en materia de protección de la cabeza del peatón* y *Capítulo 6 Análisis en materia de protección de las extremidades inferiores del peatón*. Por ejemplo, las secuencias de atropello frontal a 20 y 40 km/h del Mercedes Benz GLC se muestran en la Figura 5.5 y Figura 5.7, respectivamente. Mientras que el atropello por la espalda a 40 km/h de este mismo modelo de vehículo se puede observar en la Figura 5.13 y Figura 5.14. Las trayectorias pertenecientes al Peugeot Traveller a 40 km/h quedan reflejadas en la Figura 5.9 (atropello frontal), Figura 5.10 (atropello lateral) y Figura 5.11 (atropello por la espalda). Cuando el vehículo implicado es el Mercedes Benz M Class, el atropello frontal se puede observar en la Figura 6.20 (a 20 km/h), Figura 6.22 (a 40 km/h) y en la Figura 6.25 (a 60 km/h). En caso de atropello lateral, se puede consultar la Figura 6.13 (a 20 km/h), Figura 6.15 (a 40 km/h) y la Figura 6.17 (a 60 km/h). Finalmente, las secuencias de atropello lateral por el Citroën C6 se pueden visualizar en la Figura 6.34 (a 20 km/h), la Figura 6.37 (a 40 km/h) y en la Figura 6.40 (a 60 km/h).

En la Tabla 7.7 se muestran los valores de aceleración máxima registrada en el centro de gravedad del torso del dummy, la magnitud del parámetro de lesión torácica CSI (*Chest Severity Index*) y el valor máximo de compresión del tórax, obtenidos en las simulaciones de atropello por la espalda, frontal y lateral del peatón, tanto por parte del modelo de vehículo SUV Mercedes Benz GLC como por la furgoneta Traveller para las velocidades de impacto de 20, 30, 40 y 60 km/h.

**Tabla 7.7. Resultados del análisis de influencia de la velocidad de impacto en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Posición del peatón	Aceleración máxima (g's)	CSI	Compresión del tórax (mm)
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Trasera	44,14	110,4	6,67
	30 km/h		93,67	515,3	15,61
	40 km/h		140,39	924,8	16,72
	60 km/h		338,27	6.011	8,63
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Frontal	49,36	150,8	23,07
	30 km/h		53,99	314,4	20,19
	40 km/h		88,38	932,4	25,85
	60 km/h		212,99	3.216	50,88
Mercedes Benz GLC	20 km/h	Lateral	45,59	120,4	4,61
	30 km/h		55,45	155,4	6,33
	40 km/h		45,37	224,6	4,86
	60 km/h		174,70	1.362	9,96

Peugeot Traveller	20 km/h	Trasera	356,30	6.334	8,16
	30 km/h		129,16	1.992	19,60
	40 km/h		184,73	3.432	33,63
	60 km/h		498,77	9.266	70,62
Peugeot Traveller	20 km/h	Frontal	231,95	1.897	20,01
	30 km/h		86,22	855,6	21,35
	40 km/h		134,69	1.417	30,11
	60 km/h		363,66	6.542	81,30
Peugeot Traveller	20 km/h	Lateral	378,60	5.312	10,12
	30 km/h		900,30	12.643	22,98
	40 km/h		164,77	2.139	4,42
	60 km/h		626,13	9.672	33,74

Tras analizar los resultados de severidad de lesión, en el caso del modelo SUV de Mercedes Benz, en las tres posiciones analizadas se observa lo esperado. La gravedad de lesión aumenta conforme lo hace la velocidad de impacto, independientemente del parámetro de lesión evaluado. Sí merece especial atención distinguir a partir de qué velocidad se superan los respectivos umbrales de daño. En caso de que el atropello se produzca por la espalda del peatón, a partir de los 30 km/h ya se supera el umbral admisible de aceleración en el torso (60 g's). Mientras que en atropello frontal se supera a partir de los 40 km/h, aunque a 30 km/h se registra un valor cercano al umbral. Sin embargo, en atropello lateral, la aceleración no supera el límite hasta que alcanza los 60 km/h, a pesar de que desde 30 km/h ya muestra valores de aceleración altos relativamente cercanos al umbral. En lo que respecta al valor de deflexión torácica, sólo se supera el umbral de daño (50 mm) en caso de atropello frontal y a velocidad elevada (60 km/h). No obstante, esto puede ser debido a que el valor de la compresión torácica es proporcionado por un transductor de desplazamiento situado en la zona del esternón para este modelo de dummy utilizado. Este sensor sólo mide desplazamiento en sentido anteroposterior del torso del dummy, de forma que resulta especialmente sensible a la medición en caso de atropello frontal. Por tanto, se espera que sea en el atropello frontal donde registre los valores más altos de deflexión torácica. Esta toma de datos podría ser mejorada, modificando la instrumentación del dummy utilizado en los ensayos de forma que permita también medir desplazamientos o compresión en otras direcciones.

La tendencia que muestra el aumento de la velocidad de impacto, provocando con ello un incremento de la severidad de lesión, también puede ser observada en el caso del modelo de furgoneta Traveller. Existe una excepción en el caso de que el atropello sea lateral. En los valores registrados en el atropello lateral, los valores de aceleración más altos se obtienen a 30 km/h, mientras que los de deflexión se obtienen a 60 km/h, y le sigue el atropello a 30 km/h. Esto puede ser debido a la distinta configuración del frontal respecto de la del tipo SUV. No obstante, se considera que sería necesario revisar estas conclusiones de atropello lateral provocadas por un vehículo VAN con otro modelo virtual de vehículo. Para el resto de configuraciones de atropello (frontal y de espaldas), se produce un aumento tanto de la aceleración como del criterio CSI y la compresión torácica cuando se incrementa la velocidad de atropello. Nuevamente, merece especial detalle evaluar a partir de qué velocidad se superan los umbrales de daño. Esto permitirá

decidir qué velocidades son las idóneas para ensayar en homologación y asegurar así una correcta y suficiente evaluación de un vehículo en materia de protección al peatón. En los resultados del modelo Traveller, en caso de atropello por la espalda, la aceleración (y, por tanto, el criterio CSI) supera el umbral de daño permitido desde los 20 km/h. Igual ocurre cuando el peatón es atropellado frontal o lateralmente. Esto demuestra que el diseño de la parte delantera del vehículo es determinante tanto en la localización como en la gravedad de las lesiones que puede experimentar un peatón en caso de atropello. Este diseño de frontal, característico de los vehículos tipo VAN o furgoneta, se caracteriza por presentar un frontal prácticamente plano y/o vertical, con una altura significativa de capó. Esto provoca que el impacto primario del atropello se produzca principalmente a la altura de la zona torso-abdominal del peatón, centrando las lesiones más graves en esta zona. Al ser impactada en primer lugar, es la región anatómica que absorbe gran parte de la energía de impacto. En lo que respecta a la deflexión torácica, se supera el umbral de daño a partir de los 60 km/h en atropello frontal y trasero. No excede el límite admisible en caso de atropello lateral, lo que puede explicarse por la localización y sentido de medición del sensor en el dummy, como ya ha sido expuesto anteriormente.

#### ***7.2.1.4. Resultados sobre la influencia de la posición del peatón respecto del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal***

Los resultados que permiten analizar la influencia de la posición del peatón respecto del frontal del vehículo en el momento previo al impacto pueden ser consultados en la Tabla 7.7. Cabe destacar que las conclusiones pueden ser diferentes según la categoría del vehículo implicado en el atropello, por lo que se estudian por separado los resultados obtenidos con el modelo de vehículo Mercedes Benz GLC y con el modelo Traveller.

Si se observan los resultados proporcionados por las simulaciones del Mercedes Benz GLC, se puede concluir que la posición del peatón situado de espaldas al vehículo resulta la más perjudicial en cuanto a picos de aceleración registrados en el torso del peatón. Con el criterio CSI ocurriría igual, el valor más alto se alcanzaría en atropello trasero, puesto que este criterio se basa en la aceleración resultante en función del tiempo. Los valores de aceleración más altos tras el atropello trasero, se registrarían en caso de que el peatón fuese atropellado frontalmente. Sin embargo, a velocidades inferiores o cercanas a 40 km/h, los valores de aceleración máxima son similares tanto en atropello frontal como en lateral. Respecto a la compresión torácica, los valores más altos se registran en caso de atropello frontal, seguido del trasero y, finalmente, del lateral. No obstante, estos resultados pueden verse influenciados por la localización del sensor en el esternón y su único sentido de medición (anteroposterior).

Cuando el modelo de vehículo implicado en el atropello pertenece a la categoría de furgoneta (Traveller), los valores de aceleración más altos se obtienen en caso de atropello lateral, seguido del impacto por la espalda y, de forma muy cercana a este último, del atropello frontal. Respecto a la deflexión torácica, los valores más significativos se

obtienen nuevamente en caso de atropello frontal, seguido de cerca por el impacto por la espalda y, en última posición se sitúa el atropello lateral.

#### 7.2.1.5. Resultados sobre la influencia del tipo de material en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

En la Tabla 7.8 se pueden consultar los valores de aceleración máxima registrada en el torso, el valor del criterio torácico CSI y el valor de compresión del torso para las simulaciones realizadas con el modelo de vehículo Mercedes Benz M Class, utilizando dos materiales diferentes en la construcción del capó. En la primera batería de simulaciones se utilizó como material el acero 180 BH, y posteriormente se sustituyó el acero por la aleación de aluminio 6016-T4.

**Tabla 7.8. Resultados del análisis de influencia del material de la carrocería en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

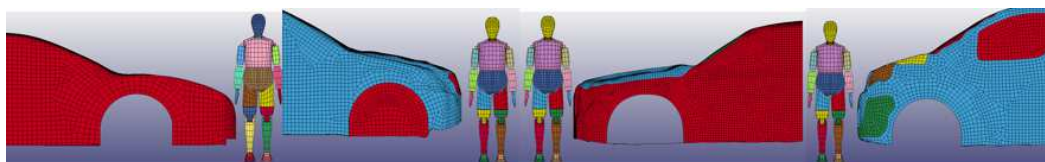
Velocidad de impacto	Material del capó	Aceleración máxima (g's)	CSI	Compresión del tórax (mm)
20 km/h	Acero 180 BH	48,25	148,37	26,62
	Aleación de Aluminio 6016-T4	26,97	48,58	4,88
40 km/h	Acero 180 BH	92,36	953,21	40,16
	Aleación de Aluminio 6016-T4	52,33	312,87	20,17
60 km/h	Acero 180 BH	223,48	3.459,1	72,01
	Aleación de Aluminio 6016-T4	111,48	2.591	50,78

Analizando los resultados registrados en la tabla anterior, se concluye que utilizar el aluminio en la carrocería del vehículo disminuiría notablemente la gravedad de las lesiones en la zona torso-abdominal en caso de impacto contra el capó. Por tanto, se debería recomendar como estándar su utilización en la generación de nuevos modelos de vehículo y no sólo ser implantado de forma casi general en los vehículos de alta gama. En el caso del acero, la aceleración registrada en el tórax supera el umbral de daño en 40 km/h, mientras que el capó de aluminio no lo excede hasta los 60 km/h. Aunque en 40 km/h el aluminio se encuentre cercano al límite admisible de aceleración, sigue registrando resultados un 43% inferiores al vehículo que utiliza acero en su carrocería. En lo que respecta a la deflexión torácica, hasta los 60 km/h ninguno de los dos materiales supera el umbral de daño. No obstante, a 60 km/h el capó de aluminio registra valores un 30% inferiores al capó de acero, y un 50% inferiores si el atropello se produce a 40 km/h.

#### 7.2.1.6. Resultados sobre la influencia de la altura del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

En la Figura 7.7 se pueden observar las diferencias que presenta el diseño del frontal de los cuatro modelos de vehículos utilizados en las simulaciones para este análisis. La principal diferencia radica en la altura del capó.





**Figura 7.7. Comparación de diseño de frontal del vehículo en atropello lateral (de izquierda a derecha: modelo Citroën C6, Mercedes Benz M Class, Mercedes Benz GLC y Peugeot Traveller).**

En la Tabla 7.9 se pueden consultar los valores de aceleración máxima, CSI y compresión máxima registrados en el torso del dummy para las diferentes velocidades de impacto y modelos de vehículo planteados.

**Tabla 7.9. Resultados del análisis de influencia del diseño del frontal del vehículo en parámetros de lesión en la zona torso-abdominal utilizando un dummy.**

Modelo de vehículo	Velocidad de impacto	Aceleración máxima (g's)	CSI	Compresión del tórax (mm)
Citroën C6	20 km/h	61,63	396,60	7,14
Mercedes Benz M Class		27,43	49,91	1,83
Mercedes Benz GLC		45,59	120,40	4,61
Peugeot Traveller		378,60	5.312	10,12
Citroën C6	40 km/h	54,20	395,9	9,50
Mercedes Benz M Class		79,45	640,2	36,01
Mercedes Benz GLC		45,37	224,6	4,86
Peugeot Traveller		164,77	2.139	4,42
Citroën C6	60 km/h	135,53	1.327	14,77
Mercedes Benz M Class		237,07	3.706	29,28
Mercedes Benz GLC		174,70	1.362	9,96
Peugeot Traveller		626,13	9.672	33,74

Tras analizar los resultados de la tabla anterior, se puede concluir que, de forma general, cuanto mayor es la altura del capó y cuanto más plano es su diseño frontal, más graves serán las lesiones localizadas en la zona torso-abdominal del peatón. Esto resulta coherente si se observa con detalle la altura del punto de impacto en la zona torácica con respecto a cada uno de los modelos (ver Figura 7.7). Si se tienen en cuenta los valores máximos de aceleración, los valores más altos se registran en el modelo VAN Peugeot Traveller, seguido del SUV Mercedes Benz M Class, el SUV mediano Mercedes Benz GLC y, finalmente, el turismo Citroën C6. A 40 km/h, sólo el Traveller y el Mercedes Benz M Class superan el umbral de daño, aunque el modelo GLC de Mercedes Benz se encuentra muy cercano a este límite admisible. En cambio, a 60 km/h, todos los modelos de vehículo superan el umbral de daño. Si se analizan los resultados obtenidos de compresión del tórax, no se puede concluir una tendencia y definir qué modelo de vehículo resulta más perjudicial. Además, en ningún caso se supera el umbral de daño tolerable para la deflexión torácica. Esto puede ser debido a que las simulaciones utilizadas para realizar este análisis han sido planteadas desde la condición inicial de que se tratase de atropello lateral, dado que éste suele ser la configuración más frecuente. Por lo que se considera que en trabajos futuros podría ser repetido este mismo análisis pero

evaluando también el atropello frontal, para comprobar si sería posible definir una tendencia observando el valor de compresión, o bien se puede confirmar la conclusión extraída en base a los resultados de aceleración.

### ***7.2.2. Ensayos virtuales utilizando un impactador de torso como modelo de peatón***

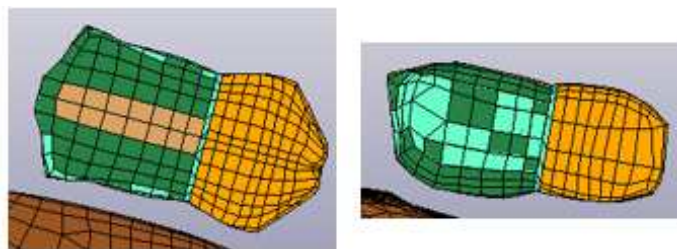
Dado que en los ensayos de homologación vigentes sólo se evalúan la cabeza y las extremidades inferiores, únicamente han sido desarrollados impactadores de cabeza y de pierna. No existe, por tanto, un impactador que haya sido desarrollado y validado para simular el comportamiento de la zona torácica del peatón de forma aislada. Debido a esto, para llevar a cabo en este apartado simulaciones en las que sólo se tenga en cuenta la región anatómica del torso, se parte del modelo virtual de dummy de cuerpo completo sobre el que se eliminan el resto de zonas corporales hasta conseguir aislar la zona torso-abdominal.

A su vez, dado que no existen posiciones especificadas por la reglamentación para posicionar el torso del dummy antes del impacto, así como tampoco existe una velocidad a la que lanzar dicho impactador contra el vehículo, se considera razonable partir de las simulaciones virtuales realizadas hasta ahora. Mediante la observación de las secuencias de atropello y posiciones que se dan en la zona torso-abdominal en diversas simulaciones con el dummy, se puede extraer información útil para establecer así unas primeras hipótesis sobre con qué ángulos, en qué posiciones y a qué velocidad se debería lanzar un hipotético impactador de torso con el fin de obtener resultados fiables de severidad de lesión en esta zona.

Posteriormente, se llevan a cabo nuevas simulaciones de atropellos en las que se lanzará dicho impactador de torso contra el capó del vehículo en diferentes ángulos, posiciones y velocidad. Con ello se pretende determinar cuáles serían las posiciones idóneas, ángulo de impacto y velocidad de ensayo para un posible procedimiento de ensayo de homologación del torso del peatón que permitiese evaluar de forma fiable las lesiones en esta zona, optimizando el número de escenarios de atropello diferentes que podrían darse.

#### ***7.2.2.1. Modelos utilizados***

En este análisis se utilizarán dos modelos de vehículos: el Citroën C6 y el Mercedes Benz M Class (ver Figura 6.1). Se recuerda que el primer modelo es un vehículo de tipo turismo mientras que el segundo pertenece a la categoría de los todoterreno. Por otro lado, como ya ha sido comentado, el modelo de peatón utilizado en este análisis consistirá en un impactador de torso, obtenido mediante la simplificación del dummy de cuerpo completo (ver Figura 7.8).

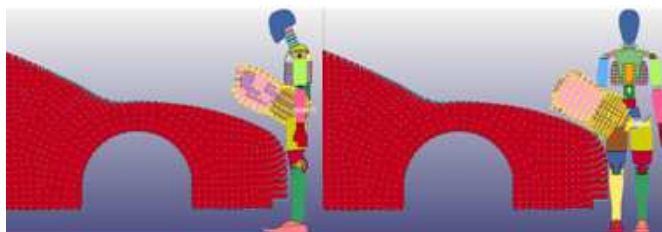


**Figura 7.8. Impactador virtual simulador de la zona torso-abdominal del peatón.**

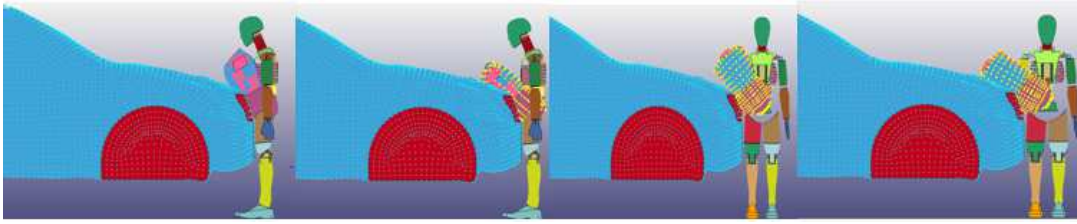
#### 7.2.2.2. Metodología de ensayos

Previamente a establecer en qué diferentes escenarios de atropello se va a ensayar el impactador de torso, se procede a realizar un estudio detallado de aquellas posiciones que adopta la zona torso-abdominal bajo diversas condiciones de ensayo. Partiendo de las secuencias de atropello generadas por los modelos de vehículo estudiados aquí, se analizan en detalle los ángulos que adopta la zona torso-abdominal del dummy cuando impacta contra el capó del vehículo. También se registran las posiciones de los puntos de impacto primario del torso sobre el capó respecto al límite delantero del parachoques. Así, se consigue establecer las posiciones mínimas a partir de las cuales podría ser lanzado un impactador de torso perteneciente a un percentil varón 50. Esto ayudaría a determinar en un posible procedimiento de ensayo para homologación de esta zona, sobre qué zonas del capó debería ser lanzado el torso. Además, se tendrán en cuenta secuencias de atropello a diferentes velocidades con el fin de analizar en qué velocidad debería ser ensayada esta zona.

En un primer momento, se decide posicionar al dummy de forma frontal y lateral a la parte delantera del Citroën C6 y del Mercedes Benz M Class (ver Figura 7.9 y Figura 7.10). En este caso, no se considera ninguna velocidad de impacto, simplemente se posiciona el dummy en la parte delantera del vehículo estableciendo un primer punto de contacto. Así, se logra obtener la mínima posición (posición más baja) respecto al límite frontal del parachoques. Este punto se correspondería con la zona del capó a la que impactaría como mínimo el torso de un peatón con características antropométricas correspondientes a un varón percentil 50.

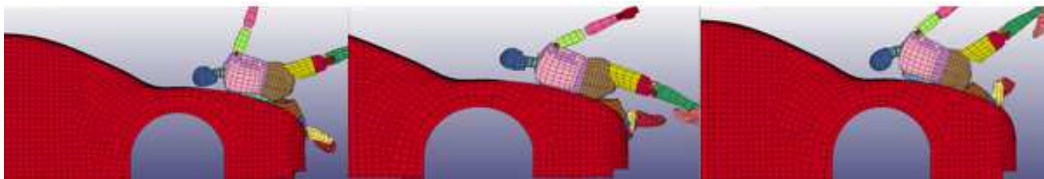


**Figura 7.9. Posicionamiento estático del impactador de torso en atropello frontal y lateral con Citroën C6.**

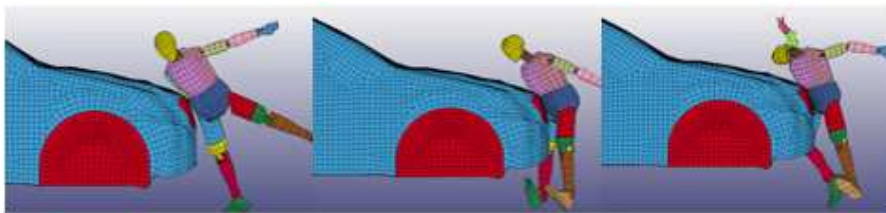


**Figura 7.10. Posicionamiento estático del impactador de torso en atropello frontal y lateral con Mercedes Benz M Class.**

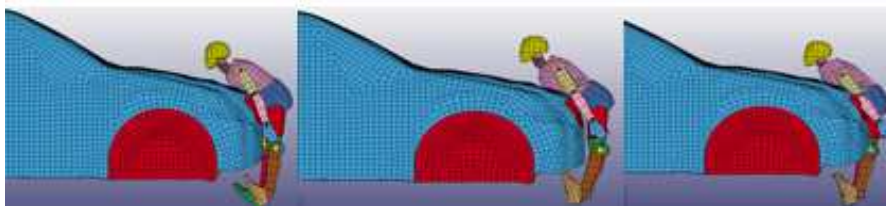
Posteriormente, se repite el mismo procedimiento para obtener el ángulo y punto de impacto mínimo sobre el capó, pero teniendo en cuenta esta vez diferentes velocidades de atropello (20, 40 y 60 km/h) (ver Figura 7.11, Figura 7.12 y Figura 7.13).



**Figura 7.11. Posicionamiento del impactador de torso en atropello lateral con Citroën C6 a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha).**

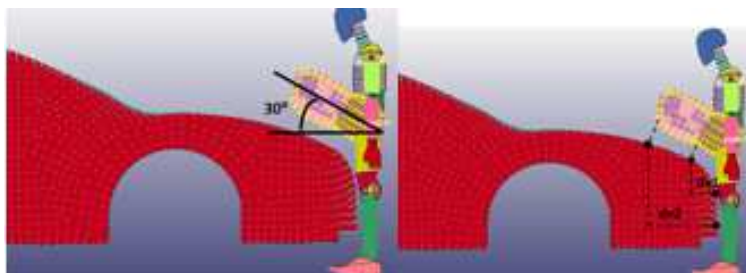


**Figura 7.12. Posicionamiento del impactador de torso en atropello lateral con Mercedes Benz M Class a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha).**



**Figura 7.13. Posicionamiento del impactador de torso en atropello frontal con Mercedes Benz M Class a 20, 40 y 60 km/h (de izquierda a derecha).**

El ángulo calculado para el torso lo forma el eje principal del torso del dummy con respecto a la referencia del suelo (horizontal). De esta forma es como se calcula el ángulo del impactador de la cabeza en los ensayos vigentes de homologación, siempre entre el eje principal que atraviesa el impactador con respecto a la posición horizontal del suelo.



**Figura 7.14.** Cálculo del ángulo de impacto y de los puntos mínimos de impacto del torso sobre el capó.

En la Figura 7.14 se muestra un ejemplo de cálculo del ángulo de impacto del torso del dummy, junto con otro ejemplo en el que se calculan las distancias mínimas de los puntos de contacto sobre el capó. Para obtener las distancias, se ha proyectado el punto superior del torso así como su punto inferior sobre el capó. Posteriormente, se han determinado las distancias en horizontal (eje x) desde esas posiciones sobre el capó hasta el borde delantero del parachoques (dx1 corresponde con la distancia desde el parachoques hasta el punto inferior proyectado del torso del dummy, mientras que dx2 es la distancia en horizontal desde el parachoques hasta el punto superior proyectado del torso).

En la Tabla 7.10 se resumen los datos generados de la observación de las diferentes secuencias de atropello analizadas.

**Tabla 7.10.** Ángulos de impacto y puntos de impacto sobre el capó del impactador de torso en diferentes escenarios de atropellos.

Modelo de vehículo	Posición del peatón	Velocidad de impacto	Ángulo de impacto	dx1 (mm)	dx2 (mm)
Citroën C6	Frontal	0 km/h	30°	175	460
	Lateral	0 km/h	40°	150	404
	Lateral	20 km/h	12°	381	708
		40 km/h	15°	395	673
		60 km/h	20°	672	1004
Mercedes Benz M Class	Frontal	0 km/h	60°	84	303
	Lateral	0 km/h	50°	60	300
	Frontal	20 km/h	25°	81	308
		40 km/h	30°	101	343
		60 km/h	45°	117	428
	Lateral	20 km/h	55°	79	344
		40 km/h	65°	93	295
		60 km/h	70°	83	274

Estas posiciones y ángulos de impacto han sido calculados considerando el primer contacto que se produce entre torso y vehículo. Se consideran valores iniciales de los que partir para posicionar el impactador en futuras simulaciones y analizar entonces cómo influyen diferentes factores en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal del peatón. En estas nuevas simulaciones, el impactador de torso es lanzado contra el capó a los ángulos obtenidos en las diferentes secuencias de atropello. Se decide añadir, además, nuevos valores de ángulo de impacto cercanos a los ya observados, pero de forma que se

amplíe el rango de valores por encima y por debajo de los umbrales registrados. Con todo ello, se pretende analizar si a partir de un cierto ángulo de impacto se produce un cambio notable en la severidad de lesión en esta zona corporal y determinar así qué ángulo es el idóneo para considerar en el procedimiento propuesto de homologación.

En cuanto a las posiciones sobre el capó en las que se hará impactar el torso, éstas coincidirán con las mínimas posibles, es decir, con las observadas en las secuencias de atropello del dummy completo. Esto es debido a que, en estos modelos de vehículo, no se ha modelizado la parte interior del bloque motor y se ha asignado un mismo material a toda la zona del capó. Por tanto, en estas simulaciones no se considera importante el realizar impactos en distintas posiciones además de las registradas en las simulaciones de dummy completo, ya que las propiedades mecánicas del capó no van a variar en este caso en función del punto de impacto. Sin embargo, la modificación y amplitud de valores de estas posiciones mínimas sí son consideradas en la posterior redacción de propuesta del procedimiento de homologación. En tal caso, se considerará que el impactador de torso debería ser lanzado en diferentes puntos sobre el capó, para así tener en cuenta la distinta rigidez que se podría dar según la posición de impacto sobre el vehículo. Los valores  $dx_1$  y  $dx_2$  obtenidos anteriormente determinarán por debajo de qué posiciones no se debería lanzar el impactador de torso, ya que no serían posibles en un atropello de esas características.

Con el fin de evaluar cómo influye el incremento de la velocidad de impacto en la severidad de las lesiones utilizando un impactador simulador de torso, se registra el valor máximo de aceleración sufrido en el centro de gravedad del torso, el parámetro de lesión torácica CSI y la máxima deflexión experimentada en la caja torácica mediante la realización de diversas simulaciones a diferentes velocidades (20, 40 y 60 km/h). Para verificar la tendencia que muestra la gravedad de lesión en función de la velocidad, se posiciona el impactador simulador de torso tanto de forma frontal al vehículo como lateral a éste. Estas simulaciones se repiten para el modelo Citroën C6 y el modelo Mercedes Benz M Class.

**Tabla 7.11. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de velocidad de impacto, posición del peatón y ángulo de impacto en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un impactador simulador de torso con el Citroën C6.**

Modelo de vehículo	Ángulo de impacto	Posición del peatón	Velocidad de impacto
Citroën C6	10°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	20°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	30°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	40°	Frontal	20 km/h
			40 km/h

Citroën C6	10°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	15°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	20°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	25°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	30°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	40°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h
	50°	Lateral	60 km/h
			20 km/h
			40 km/h

**Tabla 7.12. Parámetros de las simulaciones del análisis de influencia de la velocidad de impacto, posición del peatón y ángulo de impacto en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal utilizando un impactador simulador de torso con el Mercedes Benz M Class.**

Modelo de vehículo	Ángulo de impacto	Posición del peatón	Velocidad de impacto
Mercedes Benz M Class	10°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	20°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	30°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	40°	Frontal	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
Mercedes Benz M Class	10°	Lateral	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	15°	Lateral	20 km/h
			40 km/h
			60 km/h
	20°	Lateral	20 km/h
			40 km/h

		60 km/h
25°	Lateral	60 km/h
30°	Lateral	20 km/h
		40 km/h
		60 km/h
40°	Lateral	20 km/h
		40 km/h
		60 km/h
50°	Lateral	20 km/h
		40 km/h
		60 km/h

Teniendo en cuenta que en estas simulaciones se posiciona al torso en dos posiciones diferentes (frontal y lateral), estos mismos ensayos permiten analizar cómo influye la posición del peatón en el momento previo al atropello en la severidad de las lesiones en la zona torso-abdominal.

Finalmente, con el objetivo de analizar cómo influye el diseño del frontal del vehículo y el ángulo con el que impacta el torso con el capó, se evalúan los resultados de las simulaciones anteriores pero focalizando la evaluación de la severidad de lesión registrada en función del ángulo de impacto del torso.

#### 7.2.2.3. Resultados sobre la influencia de la velocidad en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

En la Tabla 7.13 y la Tabla 7.14 se pueden consultar los resultados de las simulaciones realizadas con el modelo turismo Citroën C6 y con el modelo SUV Mercedes Benz M Class, respectivamente.

**Tabla 7.13. Resultados de simulaciones realizadas con impactador simulador de torso con Citroën C6.**

Ángulo de impacto	Posición del peatón	Velocidad de impacto	Aceleración máxima (g's)	CSI	Compresión del tórax (mm)
10°	Frontal	20 km/h	48,47	61,64	18,74
		40 km/h	73,40	219,4	29,78
		60 km/h	89,41	355,5	34,64
20°	Frontal	20 km/h	47,75	54,7	19,63
		40 km/h	83,69	217,8	29,6
		60 km/h	85,73	258,1	35,91
30°	Frontal	20 km/h	49,94	55,61	16,41
		40 km/h	81,95	188	25,46
		60 km/h	87,81	266,3	36,05
40°	Frontal	20 km/h	47,99	59,1	10,45
		40 km/h	79,72	152,4	24,88
		60 km/h	89,54	286,3	37,37
10°	Lateral	20 km/h	56,59	69,18	4,37
		40 km/h	130,91	364,4	5,75
		60 km/h	188,75	1021	6,99
15°	Lateral	20 km/h	55,58	60,33	2,95
		40 km/h	129,18	359,7	3,25



20°	Lateral	60 km/h	187,52	981,6	5,41
		20 km/h	55,09	58,15	2,10
		40 km/h	127,78	290,1	2,99
		60 km/h	185,07	988,2	3,88
25°	Lateral	60 km/h	184,87	952,3	3,96
30°	Lateral	20 km/h	55,09	58,35	1,58
		40 km/h	127,53	293,2	2,82
		60 km/h	187,7	977,3	4,20
40°	Lateral	20 km/h	55,49	64,1	1,69
		40 km/h	128,87	322,4	3,04
		60 km/h	185,03	973	4,15
50°	Lateral	20 km/h	56,06	69,29	1,60
		40 km/h	128,39	322,7	3,16
		60 km/h	184,05	951	1,47

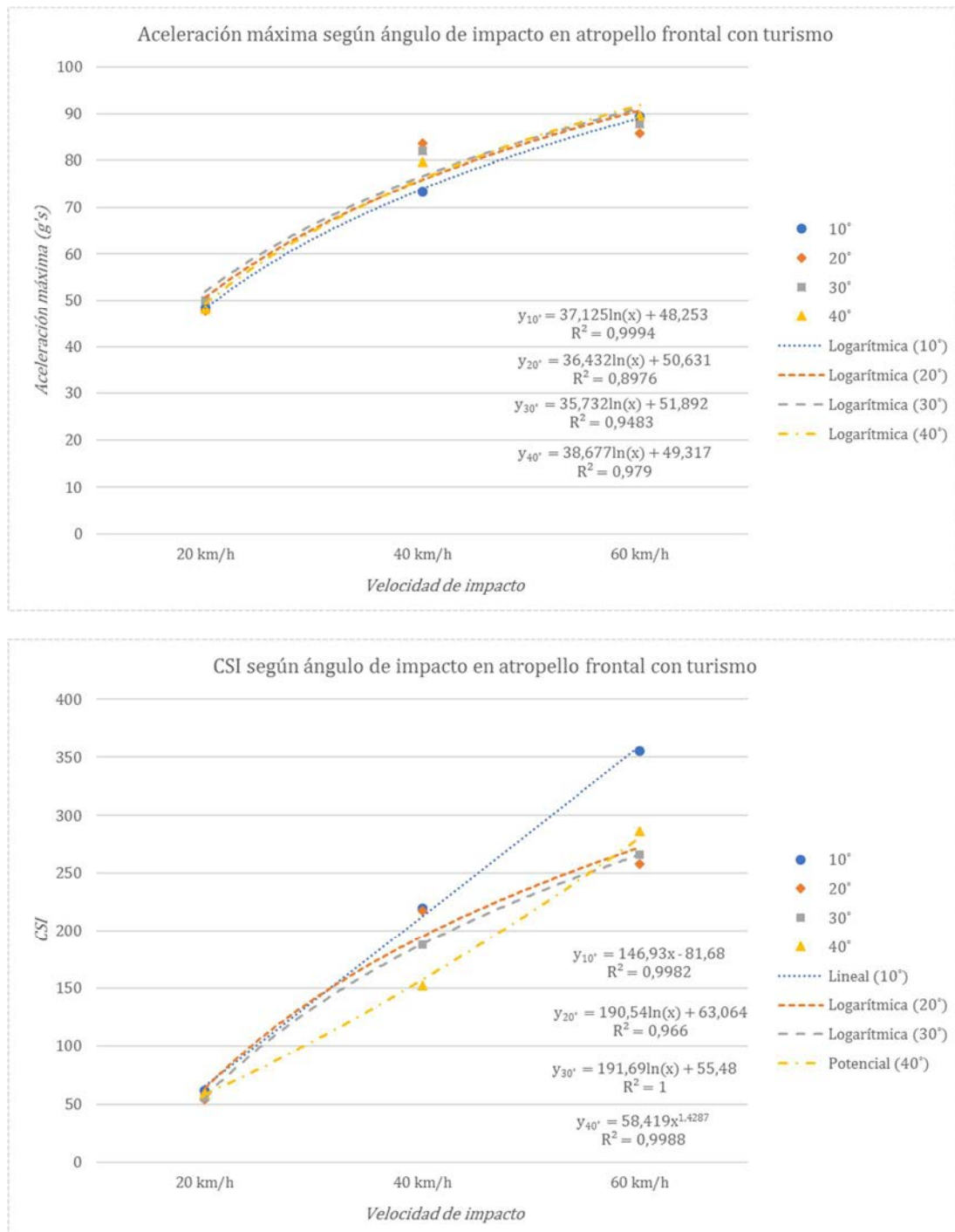
**Tabla 7.14. Resultados de las simulaciones realizadas con impactador simulador de torso con el Mercedes Benz M Class.**

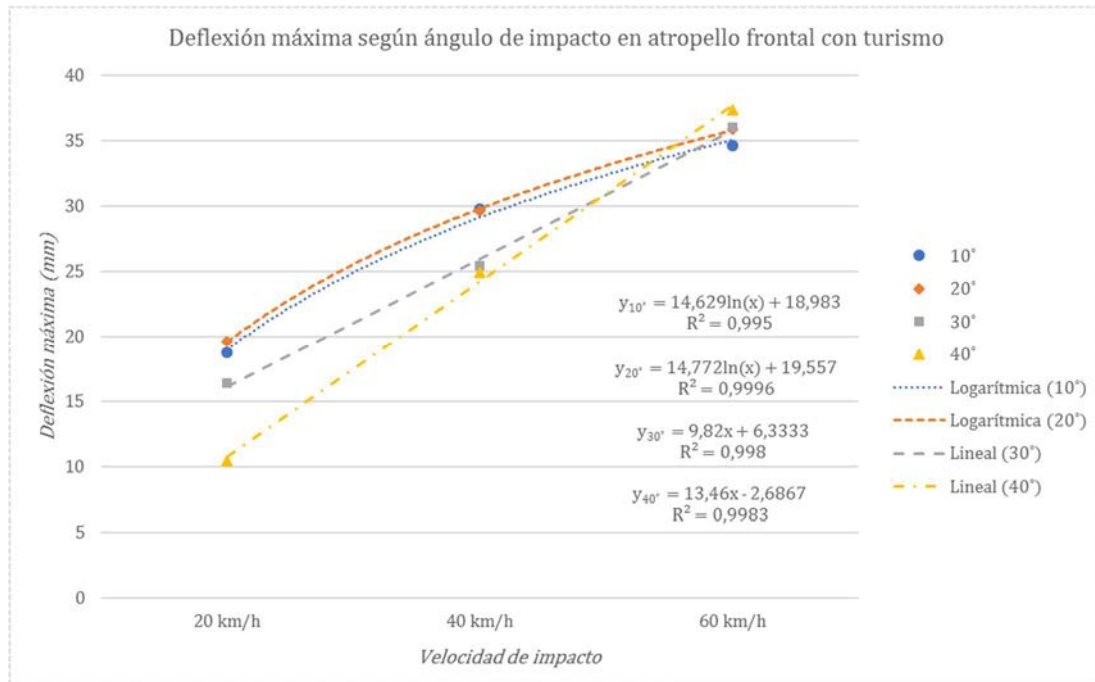
Ángulo de impacto	Posición del peatón	Velocidad de impacto	Aceleración máxima (g's)	CSI	Compresión del tórax (mm)
10°	Frontal	20 km/h	58,15	42,4	11,86
		40 km/h	131,87	277,3	12,98
		60 km/h	194,66	632,1	21,57
20°	Frontal	20 km/h	54,91	41,96	21,01
		40 km/h	121,4	157	29,25
		60 km/h	237,42	495,3	36,70
30°	Frontal	20 km/h	50,11	39,92	25,64
		40 km/h	110,42	241,1	37,08
		60 km/h	163,58	434,4	46,45
40°	Frontal	20 km/h	47,04	37,41	28,07
		40 km/h	101,31	176	37,06
		60 km/h	157,68	360,8	44,84
10°	Lateral	20 km/h	58,50	91,18	1,74
		40 km/h	110,29	362,4	4,17
		60 km/h	161,64	907,1	11,20
15°	Lateral	20 km/h	57,77	85,67	2,28
		40 km/h	108,06	442,5	5,77
		60 km/h	159,08	917,4	11,57
20°	Lateral	20 km/h	54,20	78,95	4,97
		40 km/h	117,76	448,3	10,24
		60 km/h	156,42	917,1	12,68
25°	Lateral	60 km/h	151,32	910	12,33
30°	Lateral	20 km/h	52,52	117,8	6,63
		40 km/h	107,28	400,7	9,88
		60 km/h	158,47	1.005	11,18
40°	Lateral	20 km/h	53,77	87,14	2,97
		40 km/h	105	339,2	2,28
		60 km/h	151,44	893,5	7,21
50°	Lateral	20 km/h	53,57	85	2,18
		40 km/h	101,02	337,6	1,86
		60 km/h	150,04	761,8	2,65

Se puede observar que, independientemente del modelo de vehículo, de la posición que mantiene el peatón respecto al frontal del vehículo, e independientemente del ángulo de impacto del torso, siempre se produce un incremento de la severidad de lesión en la zona

torso-abdominal cuando la velocidad se incrementa. Este incremento en la gravedad de lesión es más pronunciado en el salto de 40 a 60 km/h, que en el paso de 20 a 40 km/h, especialmente en los parámetros de lesión basados en la aceleración.

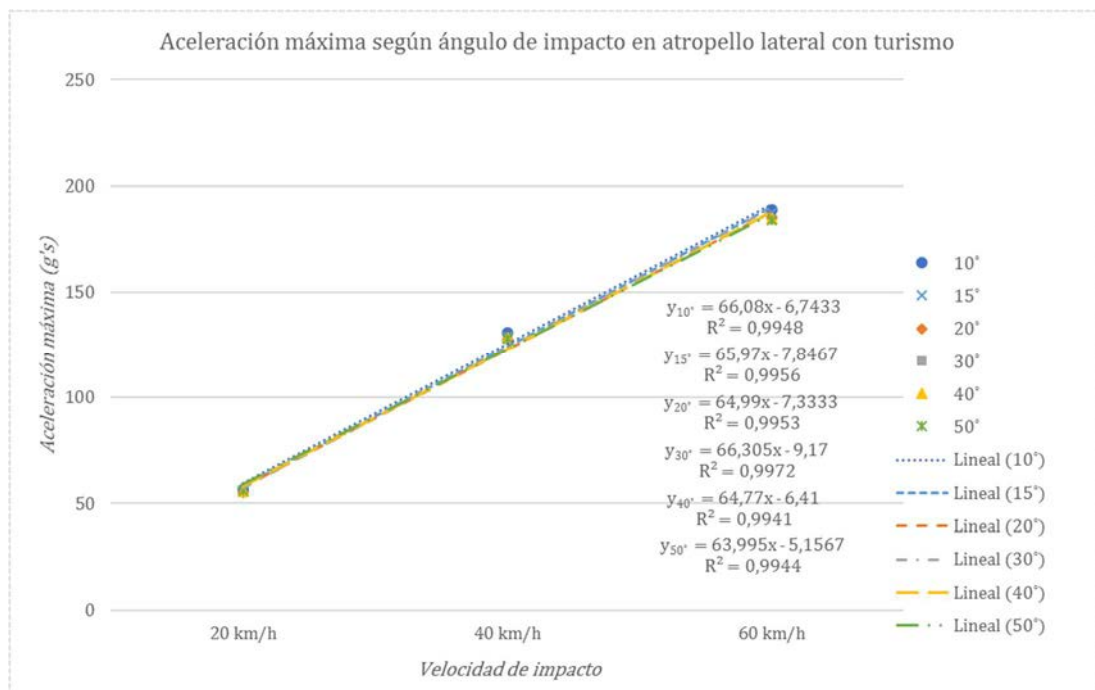
En la Figura 7.15 se puede comparar la severidad de lesión experimentada en el torso mediante los tres parámetros de lesión analizados (aceleración máxima, CSI y deflexión torácica) en función de la velocidad de impacto para el caso de atropello frontal con el modelo Citroën C6, bajo los diversos ángulos de impacto de torso planteados.

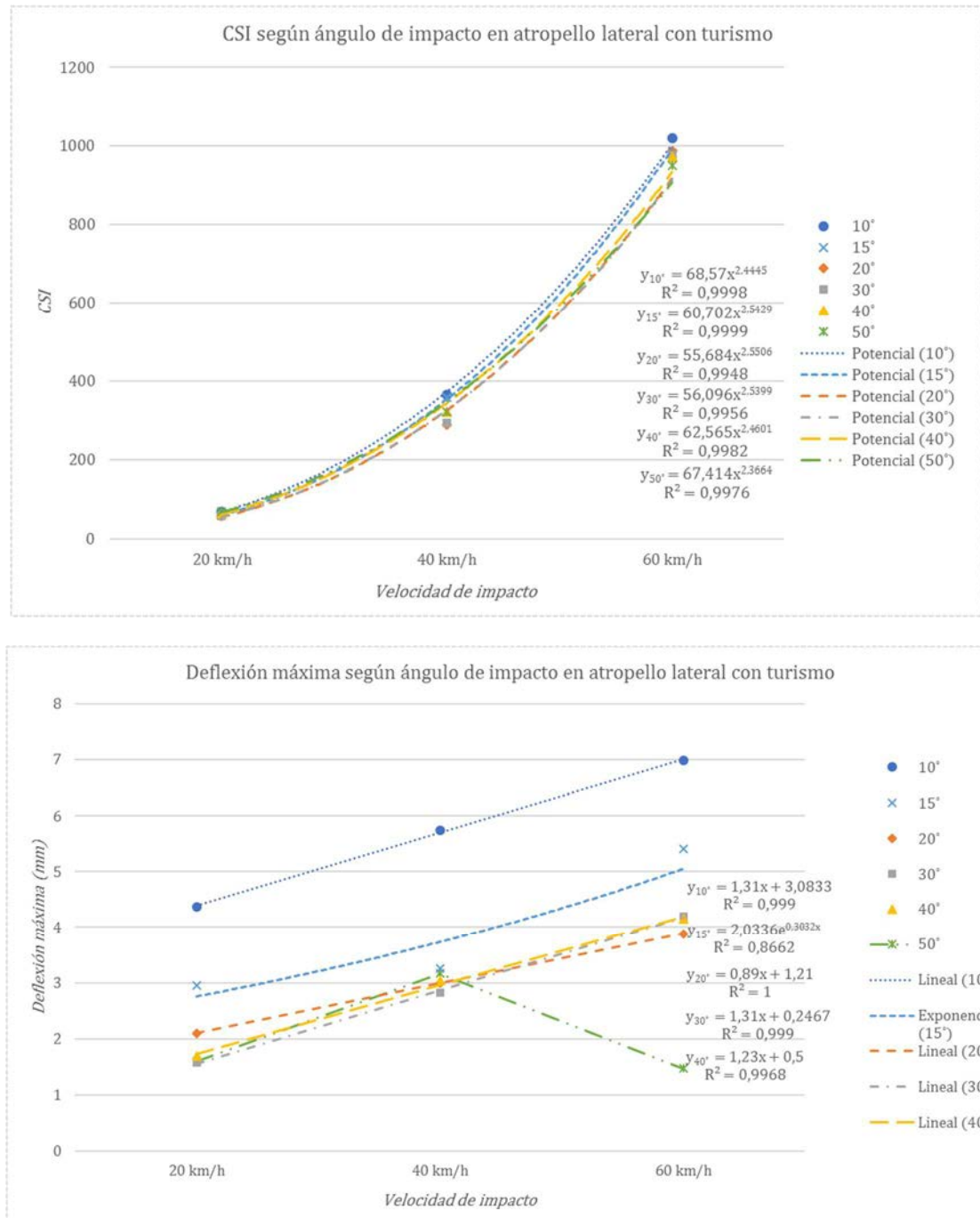




**Figura 7.15.** Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello frontal con Citroën C6.

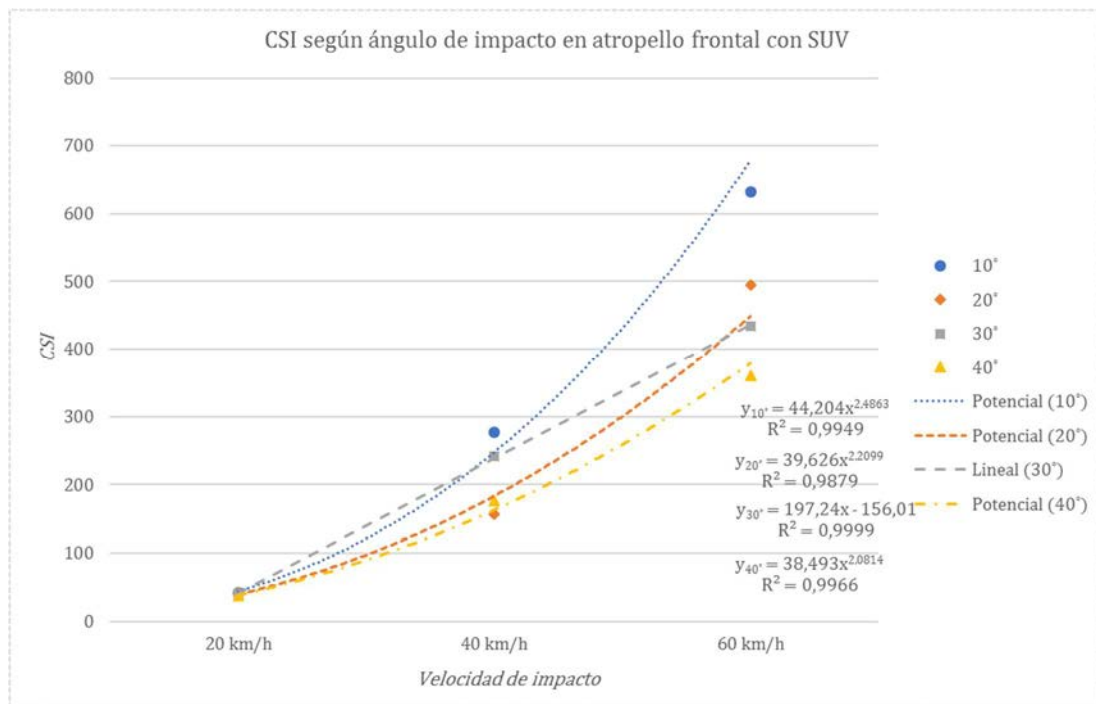
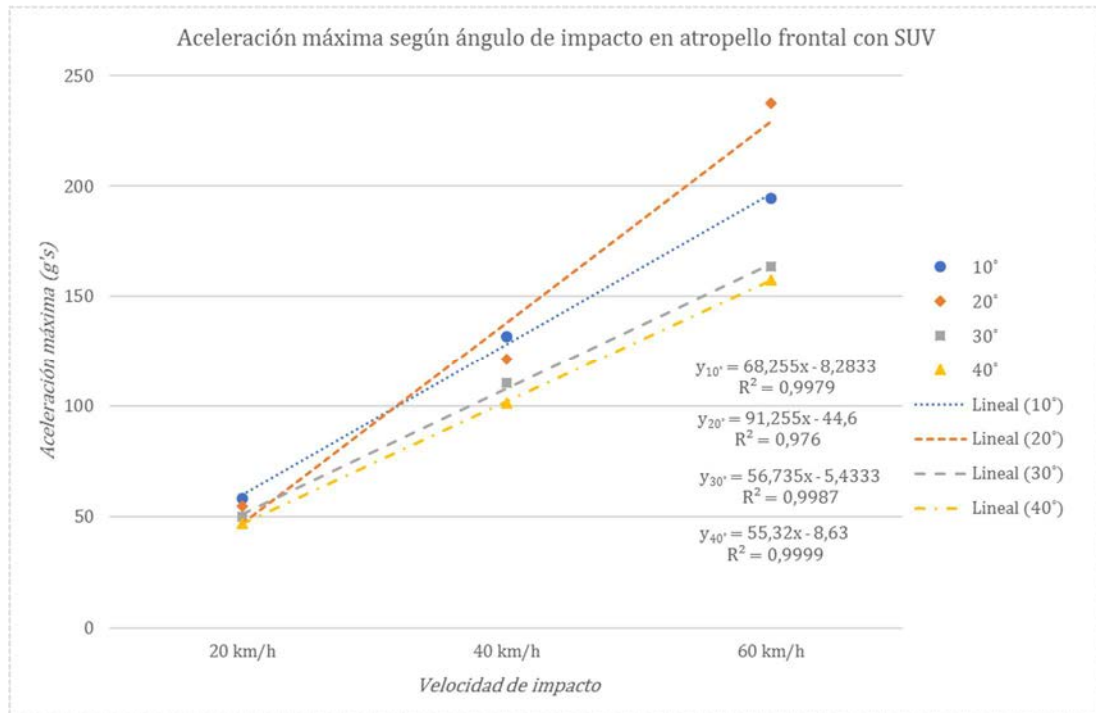
En la Figura 7.16 se puede comprobar que la tendencia que muestra la influencia de la velocidad sobre los parámetros de lesión del torso se mantiene aunque el peatón sea atropellado por uno de sus laterales. Tanto la aceleración máxima, como el criterio CSI y la deflexión torácica, aumentan con la velocidad, independientemente del ángulo de impacto del torso.

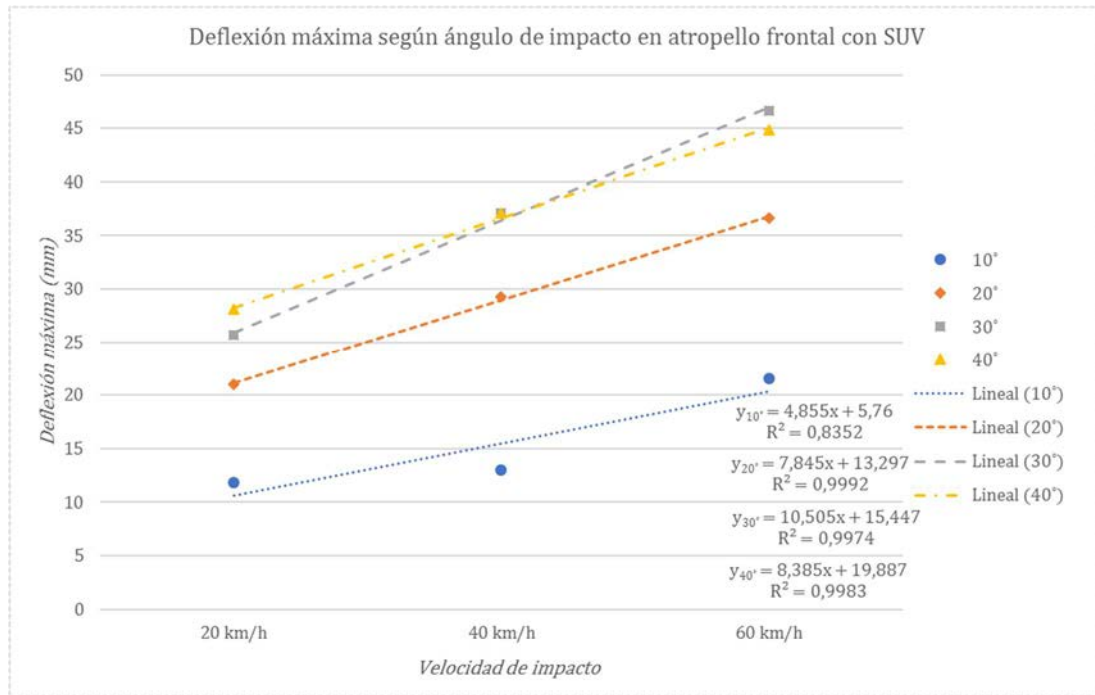




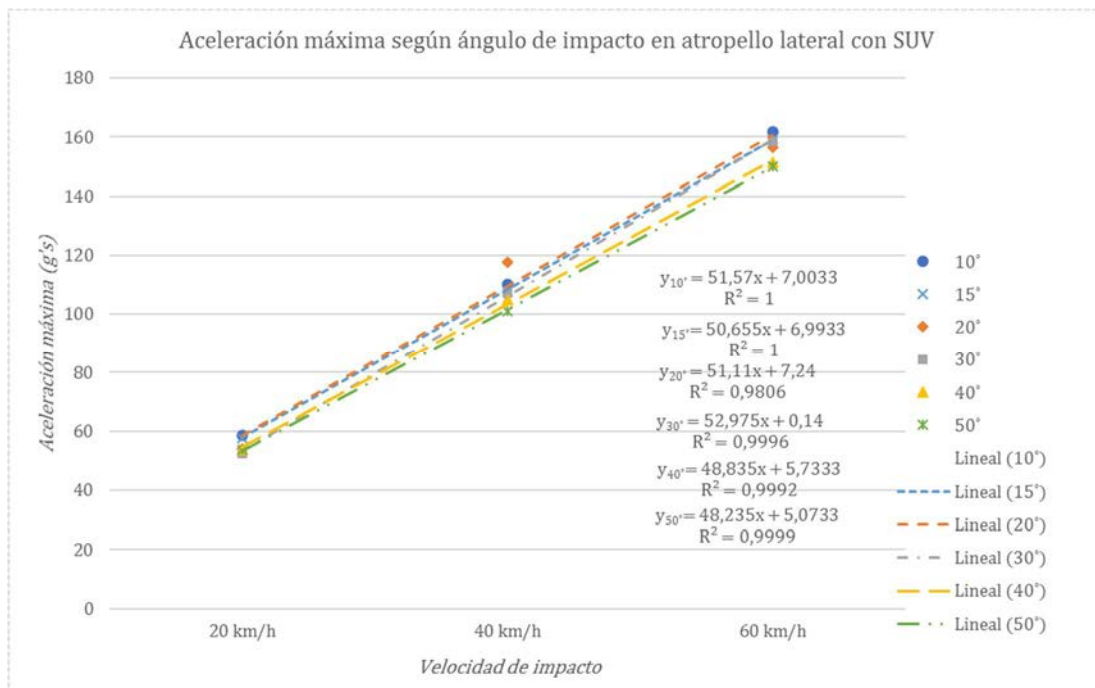
**Figura 7.16. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello lateral con Citroën C6.**

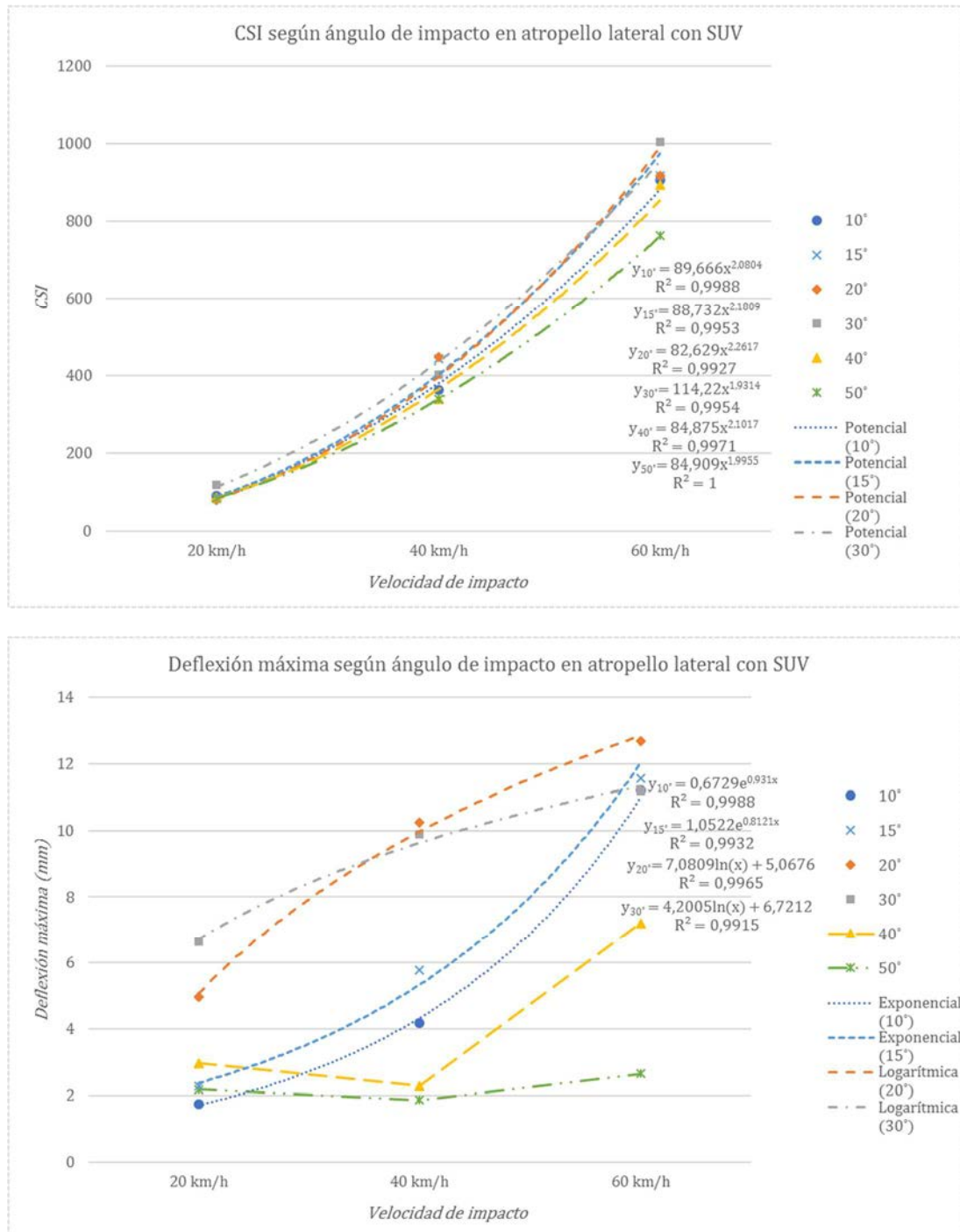
En la Figura 7.17 y la Figura 7.18 se muestran las tendencias que presentan los parámetros de lesión torácica en función de la velocidad y ángulo de impacto en caso de atropello frontal y lateral, respectivamente, con el modelo Mercedes Benz M Class.





**Figura 7.17. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello frontal con Mercedes Benz M Class.**





**Figura 7.18. Severidad de lesión del torso en función de la velocidad y ángulo de impacto para atropello lateral con Mercedes Benz M Class.**

De nuevo, aunque se modifique la categoría del vehículo (y, en consecuencia, el diseño frontal) la tendencia que muestra la velocidad respecto de la gravedad de lesión se mantiene.

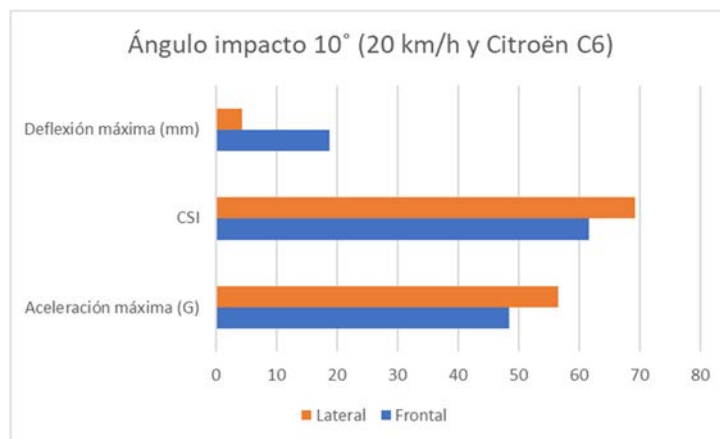


#### 7.2.2.4. Resultados sobre la influencia de la posición del peatón respecto del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

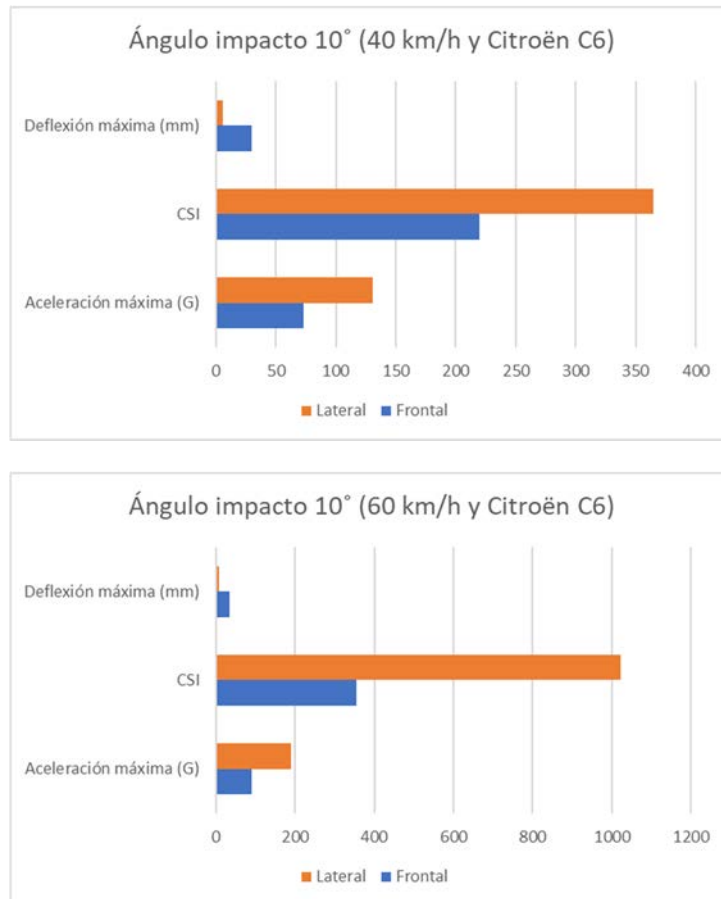
Los resultados que permiten evaluar la influencia de la posición del peatón se muestran en la Tabla 7.13 para el modelo Citroën C6. No obstante, dado que este análisis puede verse afectado por el diseño del frontal, se analizan también los resultados obtenidos con el modelo Mercedes Benz M Class reflejados en la Tabla 7.14.

En la Figura 7.19 se muestra a modo de ejemplo los resultados de aceleración máxima, CSI y compresión para un ángulo de impacto del torso de 10° con el Citroën C6, para proporcionar una rápida visualización de qué configuración de atropello resulta más perjudicial para las lesiones torácicas. Se puede observar claramente que, los valores más altos de aceleración en el torso y criterio CSI se observan en atropello lateral. Estos valores son similares al atropello frontal cuando éste tiene lugar a baja velocidad (20 km/h). Sin embargo, estas diferencias entre atropello lateral y frontal se hacen más evidentes a mayor velocidad (40 y 60 km/h) en lo que respecta a criterios de lesión basados en la aceleración registrada en el centro de gravedad del torso.

Si se analiza el valor de deflexión del tórax, ocurre todo lo contrario. Los valores más bajos se registran en caso de atropello lateral. No obstante, cabe recordar que el sensor encargado de medir la compresión torácica en el dummy está posicionado en el esternón y mide la deflexión en sentido anteroposterior. Por lo que cabe esperar que con la instrumentación actual en este modelo de dummy, los valores de compresión torácica sean más sensibles a aumentar en atropello frontal que en posición lateral.

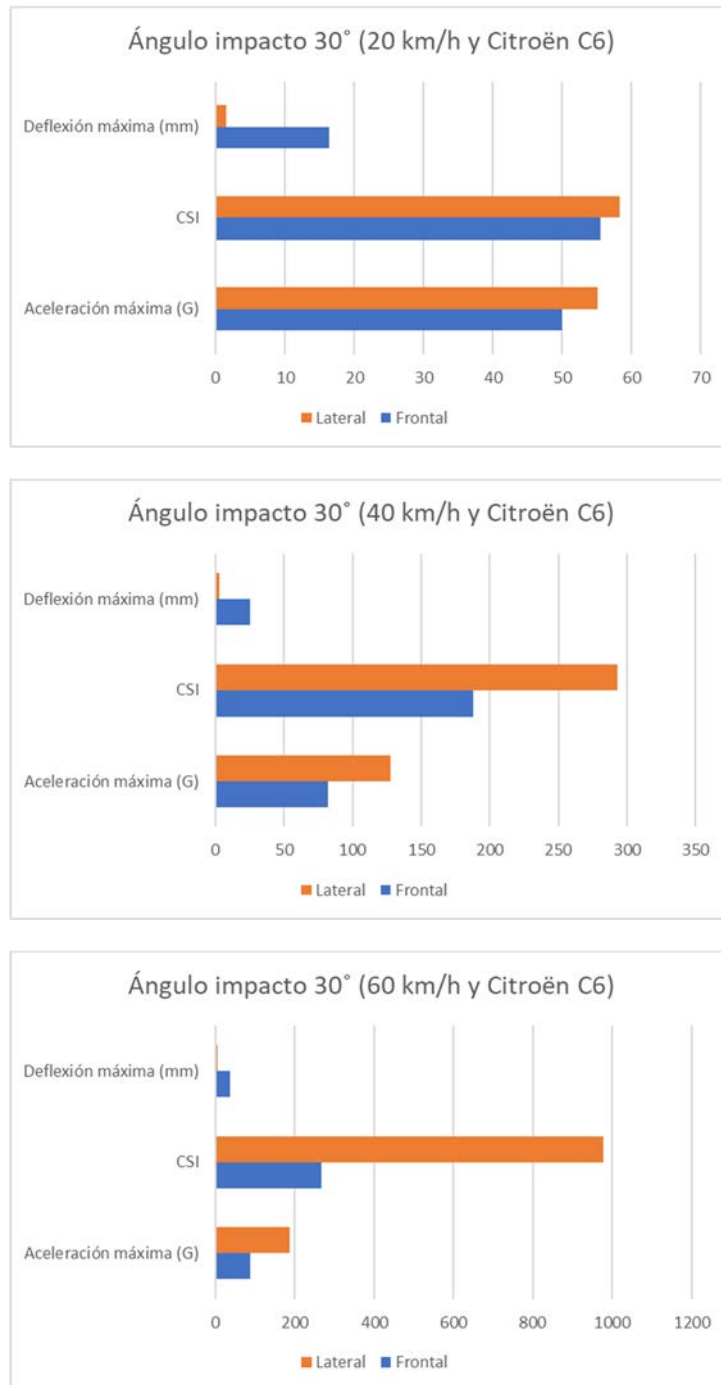






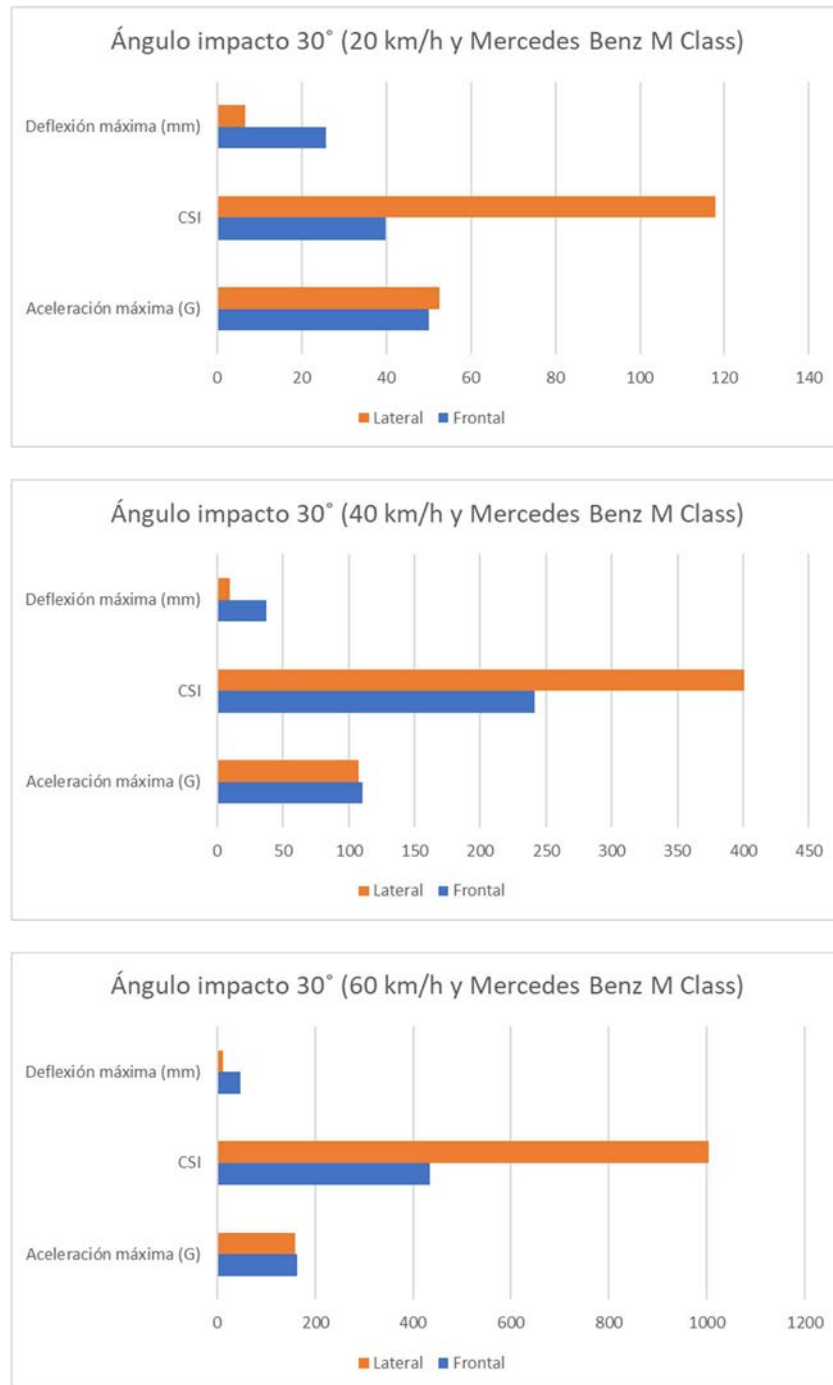
**Figura 7.19. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 10° y Citroën C6.**

Se ha comprobado que esta tendencia se mantiene para otros ángulos de impacto del torso diferentes a 10° para el caso del Citroën C6. Se concluye, por tanto, que el atropello lateral incrementa el riesgo de sufrir una lesión torácica que tenga como base del mecanismo lesional el valor pico de la aceleración. Por el contrario, el atropello frontal incrementa la compresión de la caja torácica. Se ha decidido no incluir a modo de gráfico los resultados para los diversos ángulos de impacto analizados, ya que todos mostraban idéntica tendencia. No obstante, sí se incluye un ángulo más de impacto para demostrar esa tendencia. Se trata del ángulo de impacto de 30° (ver Figura 7.20) con el mismo modelo de vehículo (Citroën C6).



**Figura 7.20. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 30° y Citroën C6.**

Con el objetivo de comprobar si la conclusión se mantiene si se modifica el diseño del frontal, se muestran los resultados obtenidos para otra categoría de vehículo (Mercedes Benz M Class) para un ángulo de impacto de, en este caso, 30° (ver Figura 7.21). Se ha decidido mostrar gráficamente sólo un ángulo de impacto específico, pero se ha comprobado que se observa la misma tendencia en el resto de ángulos analizados.



**Figura 7.21. Severidad de lesión del torso en función de la posición del peatón para ángulo de impacto de 30° y Mercedes Benz M Class.**

Se observa que, aunque se modifique el diseño y altura del frontal, en caso de atropello frontal se siguen registrando valores mucho más altos de compresión torácica que si el peatón es atropellado lateralmente.

Si se centra el análisis en la magnitud alcanzada por el criterio CSI, el atropello lateral se muestra mucho más perjudicial para las lesiones torácicas. Sin embargo, si se centra el estudio en el valor de aceleración máxima del torso, se observan valores muy similares

tanto para atropello frontal como para atropello lateral. Esto puede ser debido a que para aquellos vehículos que presentan un diseño del frontal plano y un capó alto, se espera que el primer punto de impacto se localice en la zona torso-abdominal o muy cercano a ésta. En consecuencia, gran parte de la energía de impacto es absorbida principalmente por esta zona. Además, dicha energía se reparte de una forma más homogénea sobre el torso ya que la inclinación vertical y más plana del frontal de este tipo de vehículos provoca que el contacto con el torso sea a través de un área más amplia. Ello explica que las lesiones debidas a la aceleración serán graves independientemente de otros factores, y no se observan grandes diferencias entre atropello frontal y lateral para este tipo de vehículos.

#### 7.2.2.5. Resultados sobre la influencia del ángulo de impacto y el diseño del frontal del vehículo en parámetros de lesión de la zona torso-abdominal

En la Figura 7.22 se muestran algunos de los ángulos de impacto del torso seleccionados para realizar este análisis para el modelo de vehículo Citroën C6. En la Figura 7.23 se muestran los ángulos de impacto para el otro modelo de vehículo analizado (Mercedes Benz M Class).

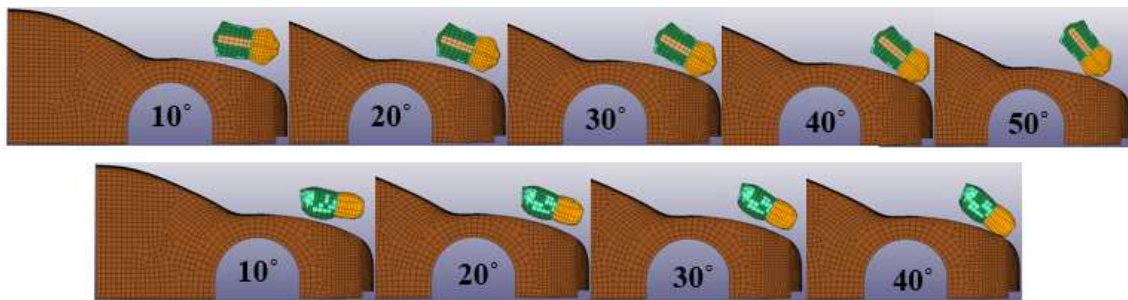


Figura 7.22. Ángulos de impacto del torso sobre el capó del Citroën C6.

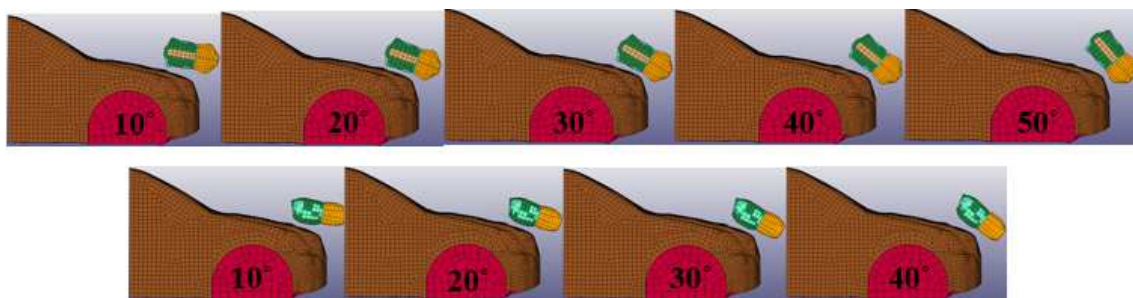


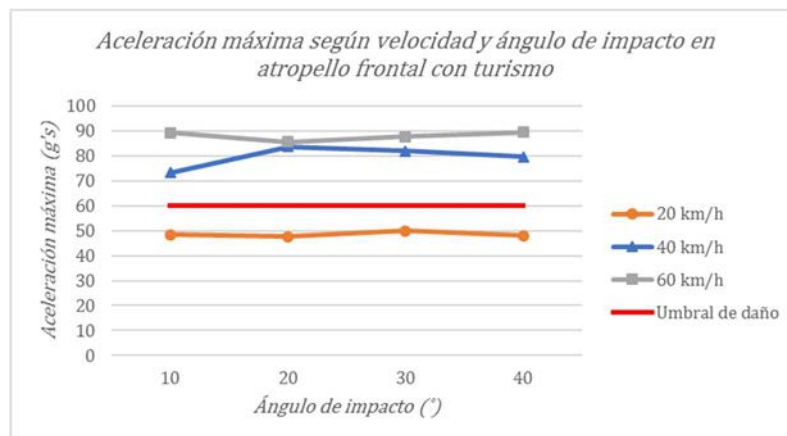
Figura 7.23. Ángulos de impacto del torso sobre el capó del Mercedes Benz M Class.

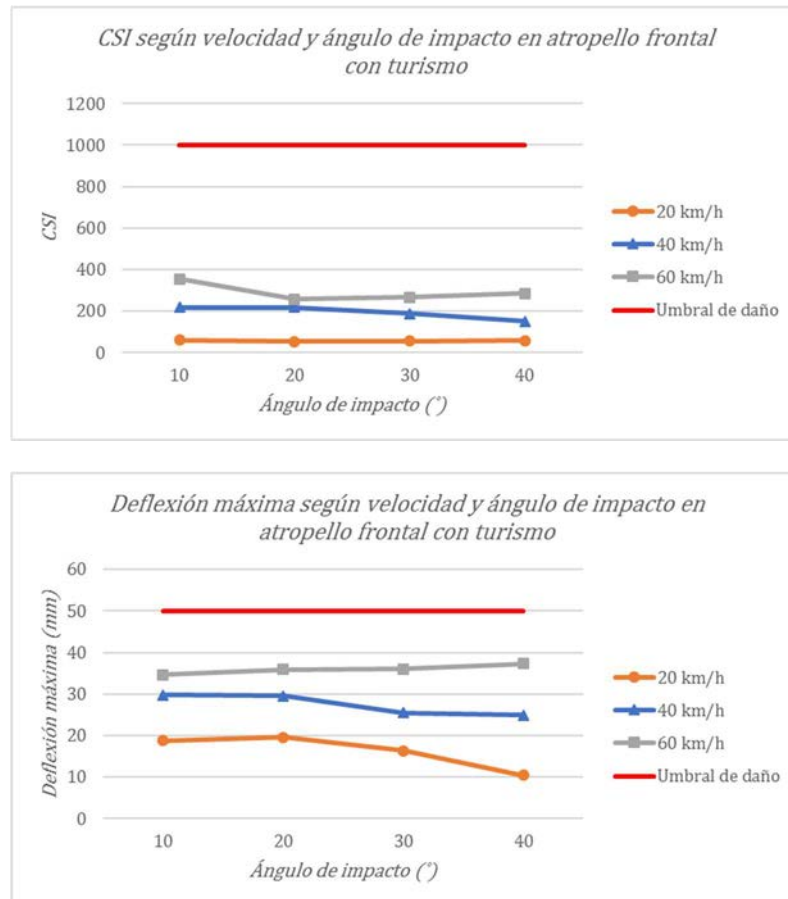
En la Figura 7.24 se puede observar la severidad de lesión torácica en función del valor de aceleración, CSI y deflexión para atropello frontal por un vehículo turismo, en función de diversos ángulos de impacto y velocidad de atropello.

A partir de la velocidad de impacto de 40 km/h se supera el umbral de daño admitido para el valor pico de la aceleración registrada en el torso, por lo que ésta deberá ser la máxima velocidad de ensayo en las pruebas de homologación. Simular ensayos de homologación a velocidades superiores no tendría sentido, puesto que a partir de este valor se pueden superar de forma notable este criterio de comportamiento de lesión.

Si se centra el análisis en la severidad de lesión que se obtiene según los diversos ángulos de impacto del torso, se observa que tanto en atropello frontal como en lateral (ver Figura 7.25), la aceleración se mantiene prácticamente constante para cualquier ángulo de impacto. Si se estudia la magnitud del criterio de lesión torácica CSI, dado que se basa en la aceleración registrada en función del tiempo, se observa la misma tendencia que para la aceleración, es decir, no se observan cambios significativos de su valor al modificar el ángulo. Finalmente, si se centra el análisis en los resultados de deflexión, a 10° y 20° se obtienen resultados similares y superiores a los obtenidos con un ángulo de 30° y 40° en atropello frontal para velocidades inferiores a 60 km/h. No obstante, estas diferencias observadas en función del ángulo no son significativas y además no se supera el umbral de daño en ningún caso. En atropello lateral, los valores de compresión torácica son tan bajos que tampoco resulta significativa la influencia del ángulo de impacto.

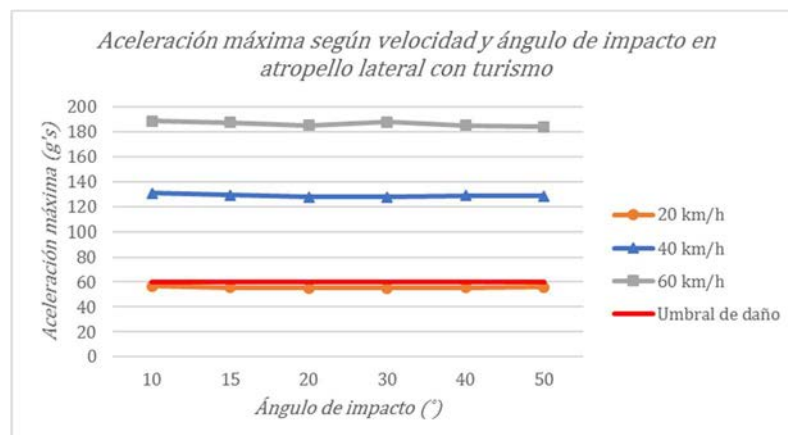
Por tanto, se puede concluir que para un vehículo con características de diseño frontal similares a las de un tipo turismo, el ángulo de impacto con el que es lanzado el impactador simulador de torso sobre el capó no es determinante en la evaluación de la severidad de lesión en la zona torso-abdominal. En consecuencia, si se desea proponer un ángulo o ángulos específicos con los que debería ser lanzado el impactador de torso en un ensayo de homologación, se podría partir de los ángulos con los que se ha comprobado que impacta el torso en las simulaciones realizadas con un dummy de cuerpo completo según la velocidad a la que se decida ensayar. Además, esta conclusión sobre qué ángulo sería más idóneo ensayar podría fundamentarse también en las conclusiones que puedan extraerse cuando el vehículo pertenece a una categoría en principio considerada más perjudicial para la protección del peatón en esta zona, como puede ser el caso de un tipo SUV o todoterreno (por ejemplo, el Mercedes Benz M Class). Así, siempre se estaría del lado de la seguridad en los ensayos de homologación al considerar el peor de los casos que podría darse.

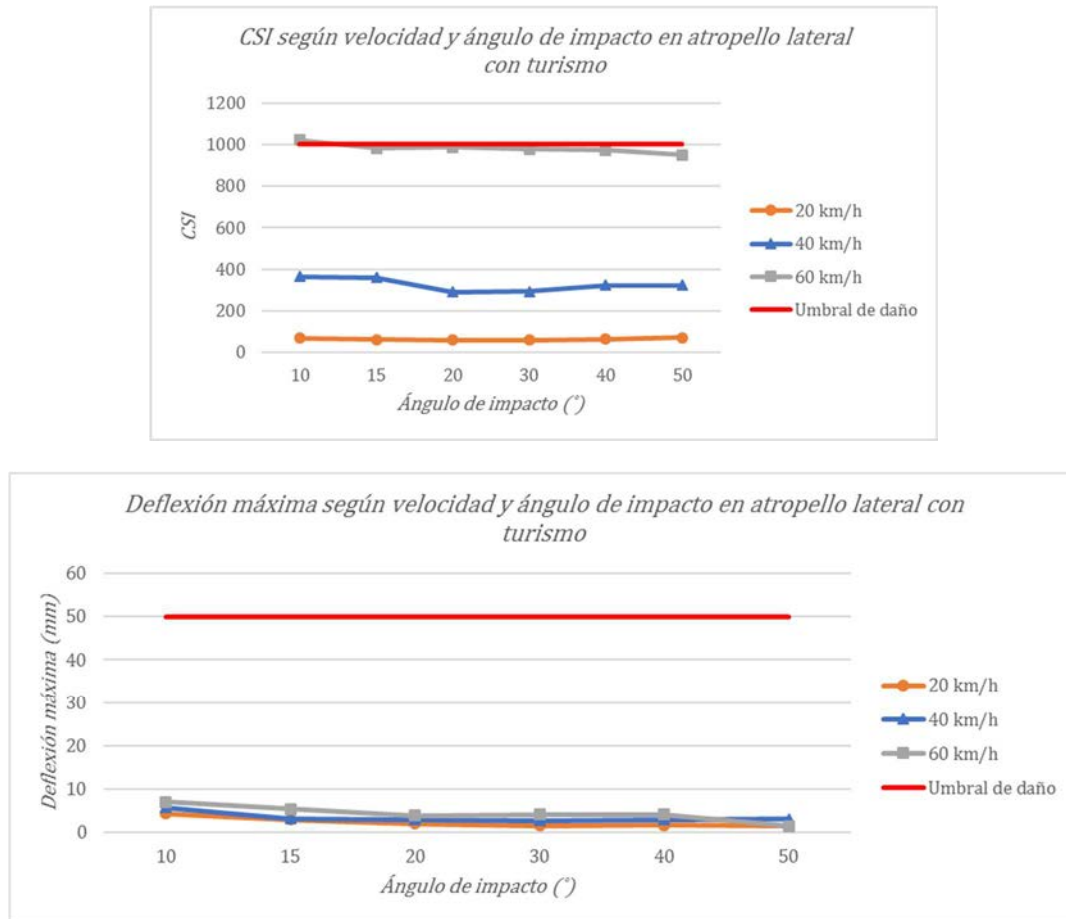




**Figura 7.24. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello frontal con Citroën C6.**

En la Figura 7.25 se puede observar la severidad de lesión torácica en función del valor de aceleración, CSI y deflexión para atropello lateral por un vehículo turismo, en función de diversos ángulos de impacto y velocidad de atropello.





**Figura 7.25. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello lateral con Citroën C6.**

En la Figura 7.26 se puede observar la severidad de lesión torácica en función del valor de aceleración, CSI y deflexión para atropello frontal por un vehículo tipo SUV, en función de diversos ángulos de impacto y velocidad de atropello. Una vez más se observa que cuando el atropello se produce a 40 km/h se supera el umbral de daño para el parámetro de lesión de la aceleración en el torso. Por lo que se confirma que ésta debería ser la máxima velocidad a ensayar en caso de pruebas de homologación de protección al peatón.

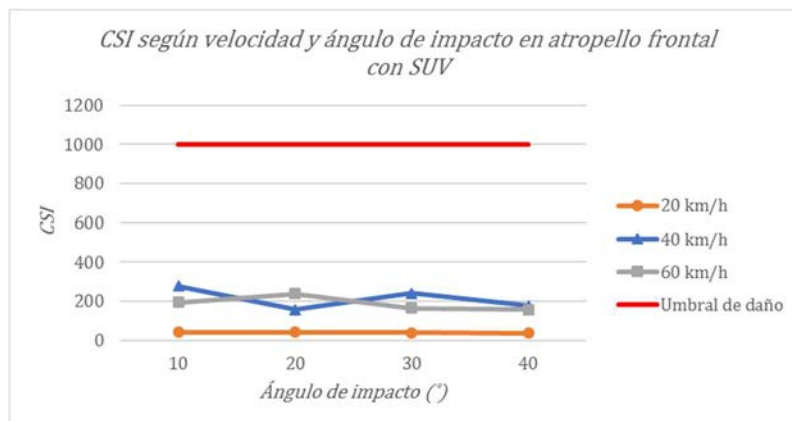
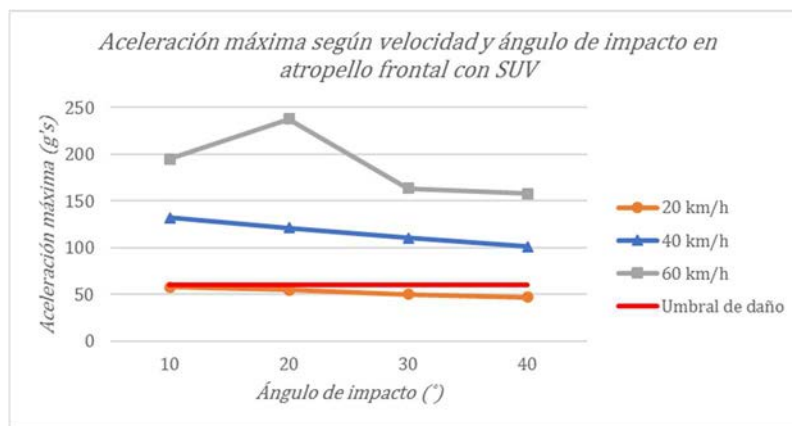
Si se centra el análisis en los resultados de aceleración, se puede observar que el valor de aceleración en el torso aumenta ligeramente conforme disminuye el ángulo de impacto tanto en atropello frontal como lateral. Aunque cabe destacar que se observan valores de aceleración similares al modificar el ángulo de impacto. Si se estudia la magnitud del criterio CSI, para velocidad de atropello de 20 km/h el CSI se mantiene prácticamente igual para cualquier ángulo, para 40 km/h no se puede extraer una tendencia ni para atropello frontal ni lateral aunque se observan fluctuaciones de su valor en torno a 20° y 30°. Igualmente ocurre para 60 km/h, donde se observan fluctuaciones del valor del criterio CSI para 20° y 30°.

En cambio, si se centra el análisis en el valor de la deflexión torácica, para atropello frontal (se recuerda que en esta posición es donde el sensor presenta su mayor capacidad

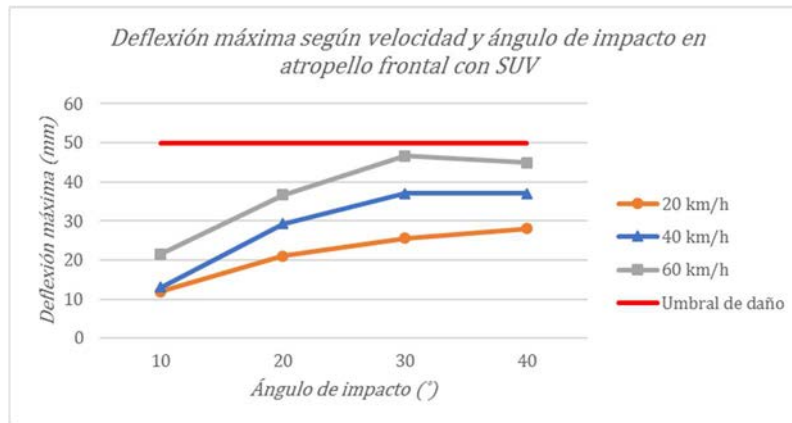


de medición) se observa una tendencia clara de aumento de la compresión del tórax conforme aumenta el ángulo hasta llegar a 30° donde empieza a estabilizarse su valor o comienza de nuevo a descender. En atropello lateral se observa esta misma tendencia, es decir, aumenta la deflexión conforme aumenta el ángulo pero de nuevo hasta un cierto valor de ángulo. En torno a 20°-30°, el valor de deflexión comienza a bajar conforme aumenta el ángulo de impacto. Por tanto, se concluye que en torno a 30° se podría situar el peor caso de lesión para un vehículo de este tipo.

Como consecuencia de todo lo anterior, se concluye que el ángulo al que debe ser lanzado el simulador de torso en el ensayo de homologación propuesto es 30°. Cabe destacar que la elección de este ángulo es aplicable en aquellos ensayos en los que se desea evaluar el daño en la región torácica de forma aislada y no con un dummy de cuerpo completo, puesto que en este último caso no es posible controlar el ángulo de impacto del torso.

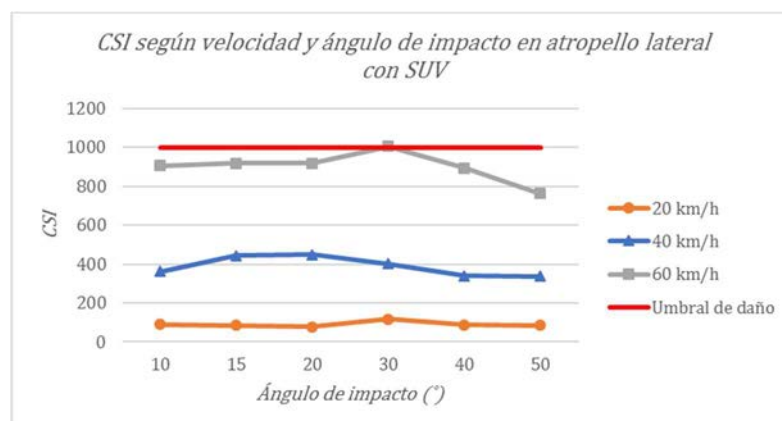
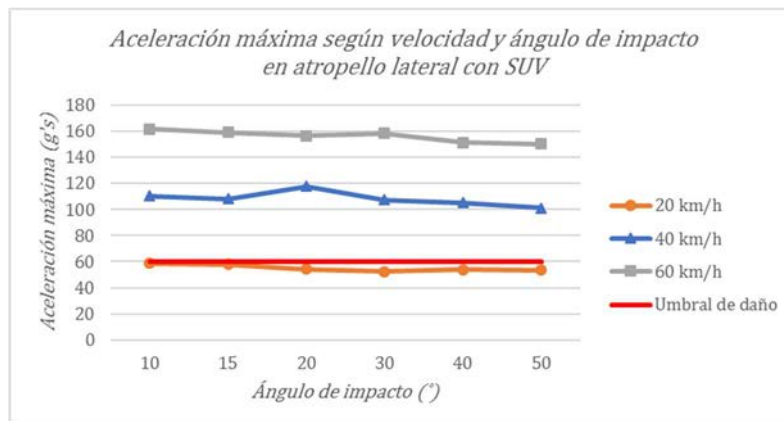


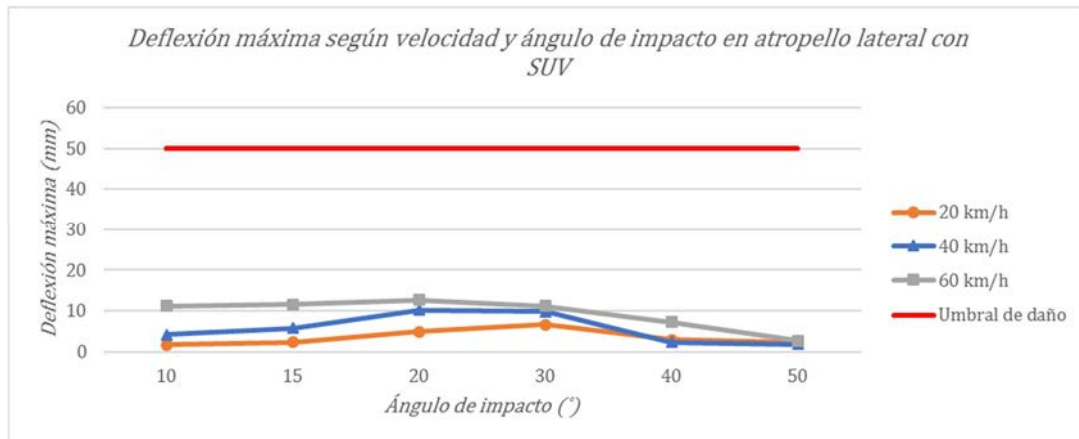




**Figura 7.26. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello frontal con Mercedes Benz M Class.**

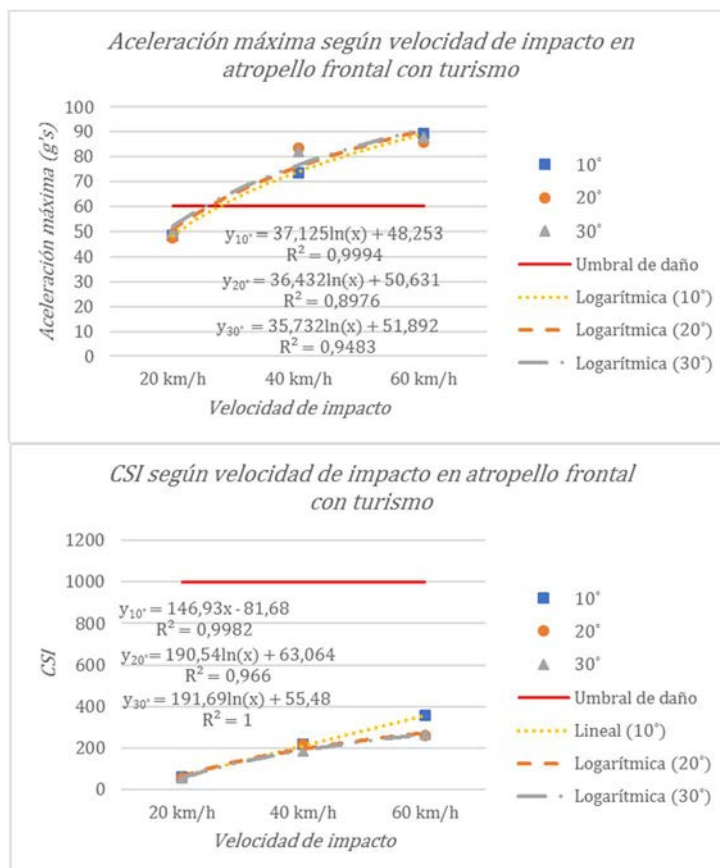
En la Figura 7.27 se puede observar la severidad de lesión torácica en función del valor de aceleración, CSI y deflexion para atropello lateral por un vehículo tipo SUV, en función de diversos ángulos de impacto y velocidad de atropello.





**Figura 7.27. Severidad de lesión del torso en función del ángulo y velocidad de impacto en atropello lateral con Mercedes Benz M Class.**

En las siguientes figuras se muestran las tendencias que presentan los diferentes parámetros de lesión torácica analizados para los ángulos de impacto de 20° y 30°, puesto que en torno a estos ángulos es donde se han observado fluctuaciones. Se hace distinción entre atropello frontal y lateral para los dos modelos de vehículos planteados. En el caso del vehículo tipo turismo se ha incluido, además, las tendencias mostradas para el ángulo de 10° puesto que en determinados casos estudiados se han observado valores pico para este ángulo.



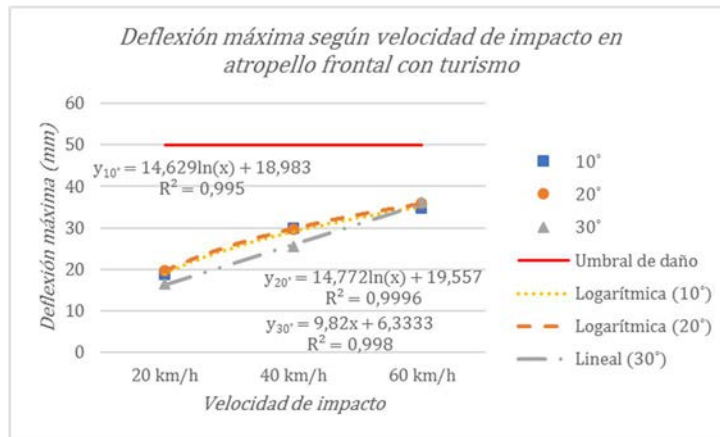
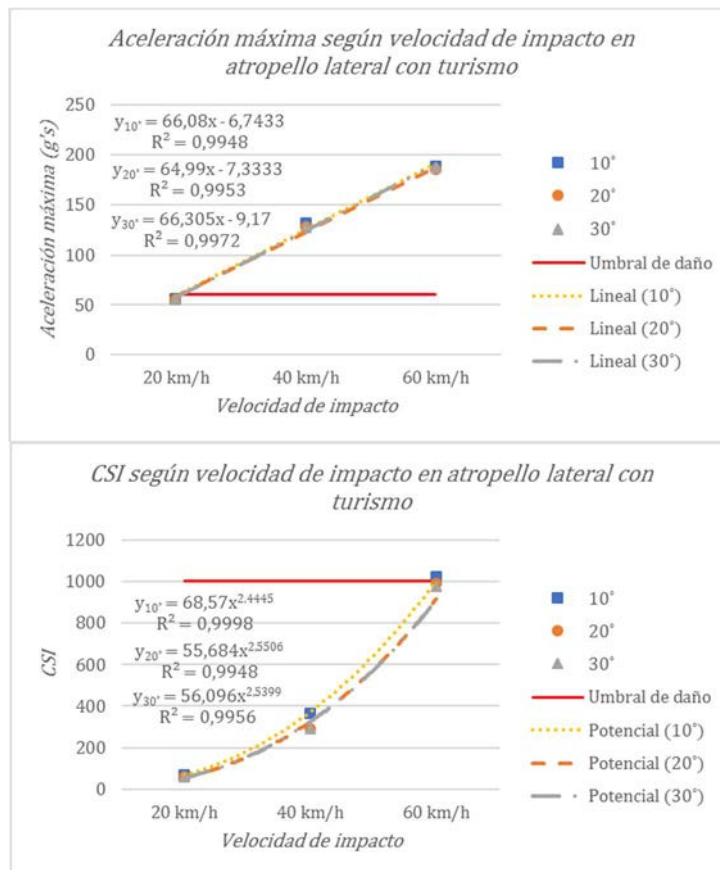


Figura 7.28. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello frontal con Citroën C6.



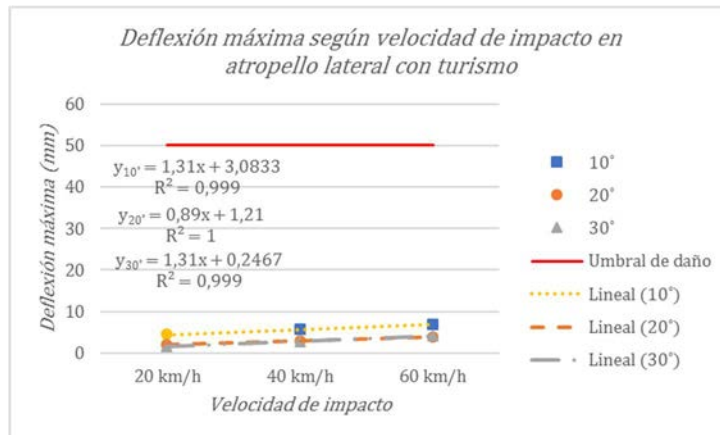
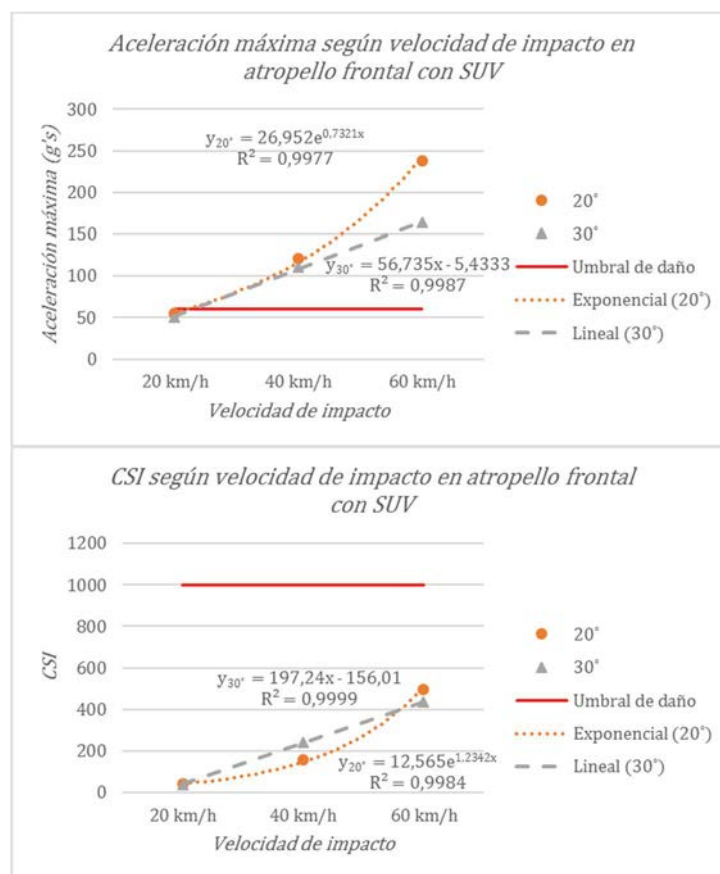
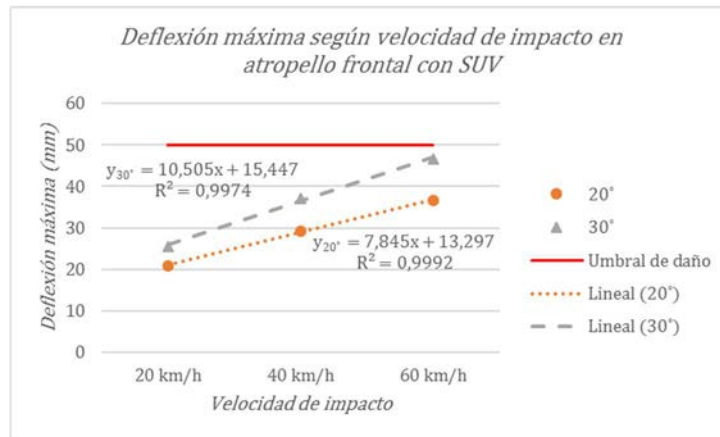
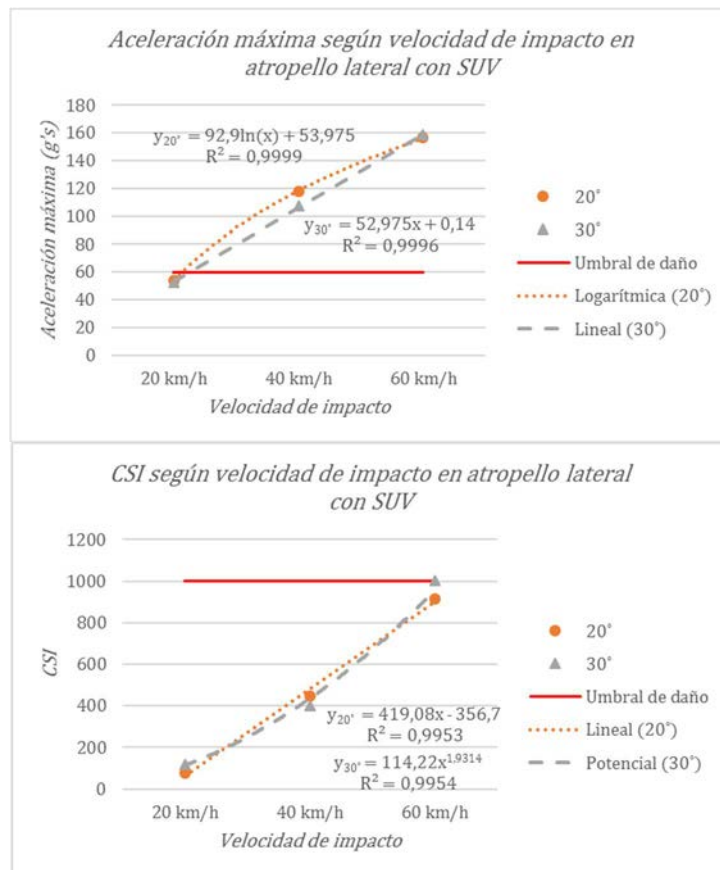


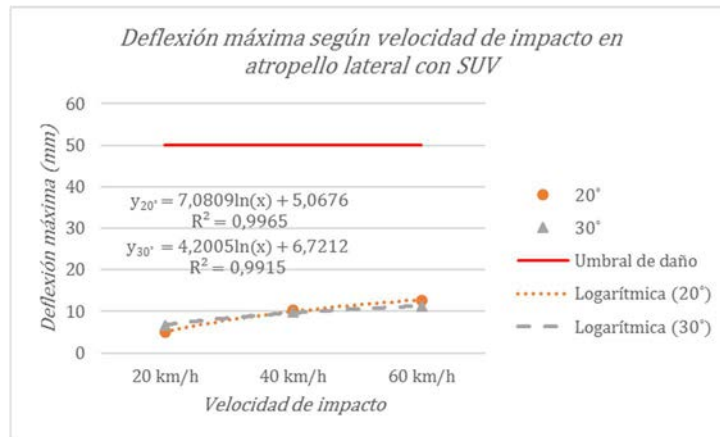
Figura 7.29. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello lateral con Citroën C6.





**Figura 7.30. Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello frontal con Mercedes Benz M Class.**





**Figura 7.31.** Severidad de lesión en el torso en función de la velocidad de impacto para ángulos de impacto de 20° y 30° en atropello lateral con Mercedes Benz M Class.

### 7.3. Resumen de análisis de gravedad de lesión en zona torso-abdominal

En la Figura 7.32 se muestran a modo de resumen los diferentes parámetros que han sido modificados en cada uno de los ensayos virtuales llevados a cabo para analizar la gravedad de lesión en la zona torso-abdominal cuando se utilizaba como modelo de peatón un dummy.

En la Figura 7.33 se indican las características principales de las diversas simulaciones realizadas con un impactador de torso.

En la **Figura 7.34** se exponen los criterios de lesión torácica utilizados en las simulaciones de este análisis.

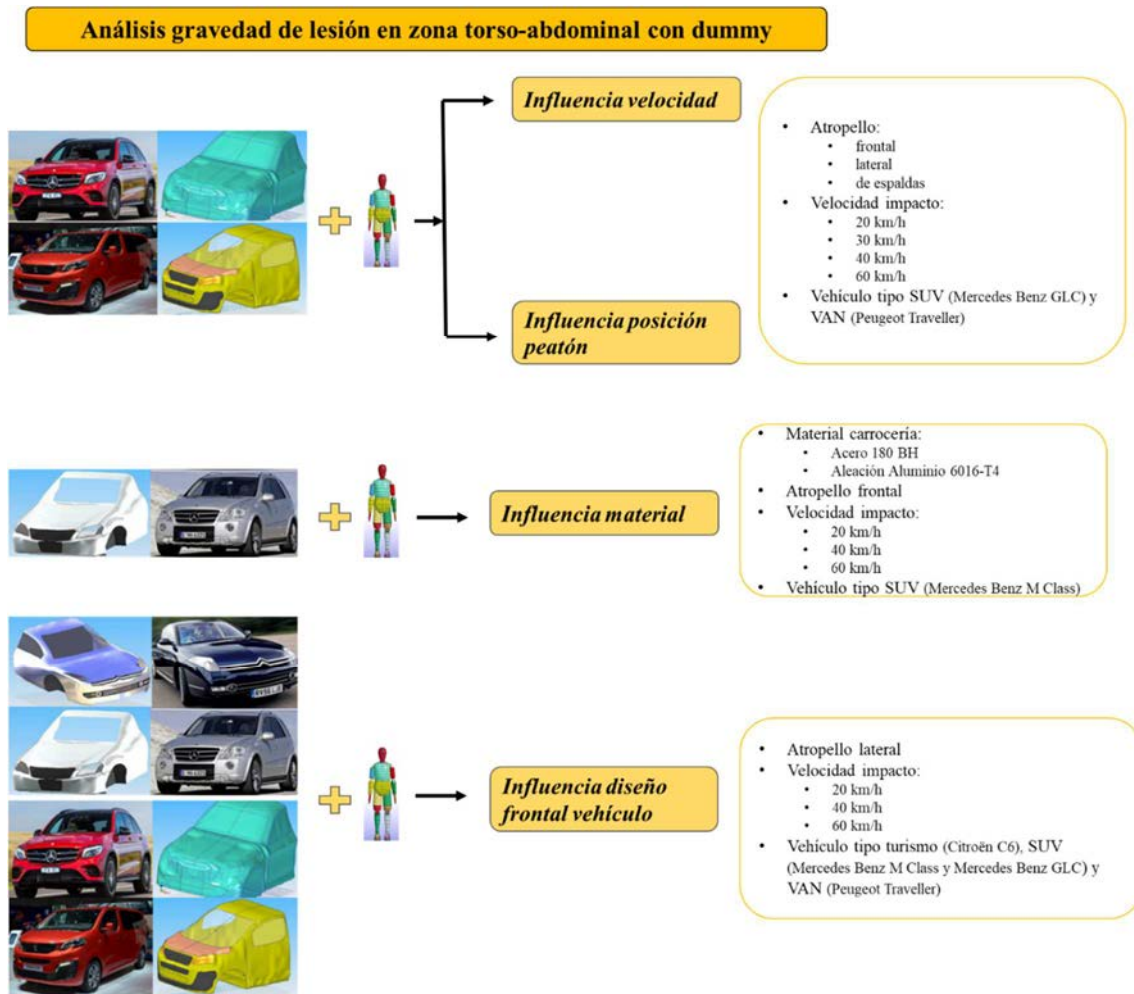


Figura 7.32. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en zona torso-abdominal utilizando un dummy.



Figura 7.33. Resumen de ensayos virtuales de análisis de lesión en zona torso-abdominal utilizando un impactador de torso.



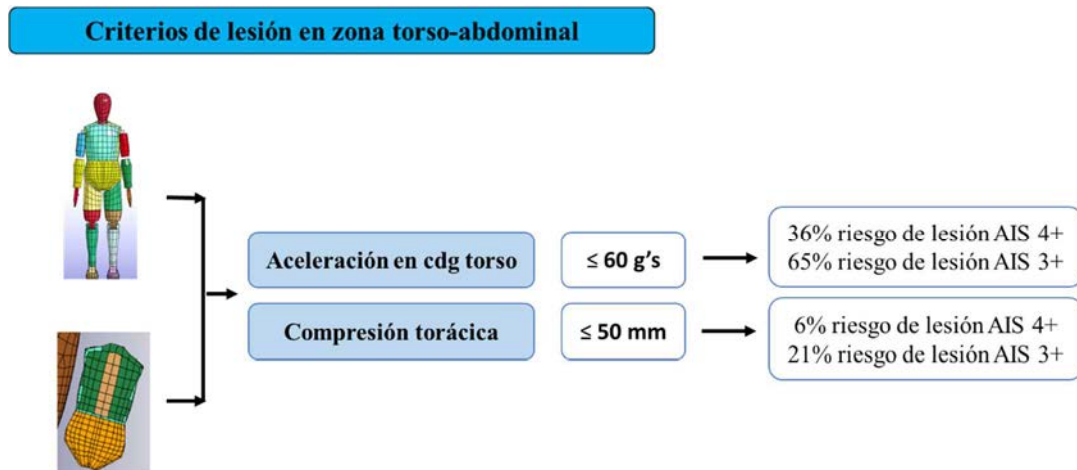


Figura 7.34. Criterios de lesión torácica utilizados en los ensayos virtuales.

En las siguientes figuras se pueden consultar las principales conclusiones obtenidas tras el análisis de severidad lesional en la zona torso-abdominal de un peatón.

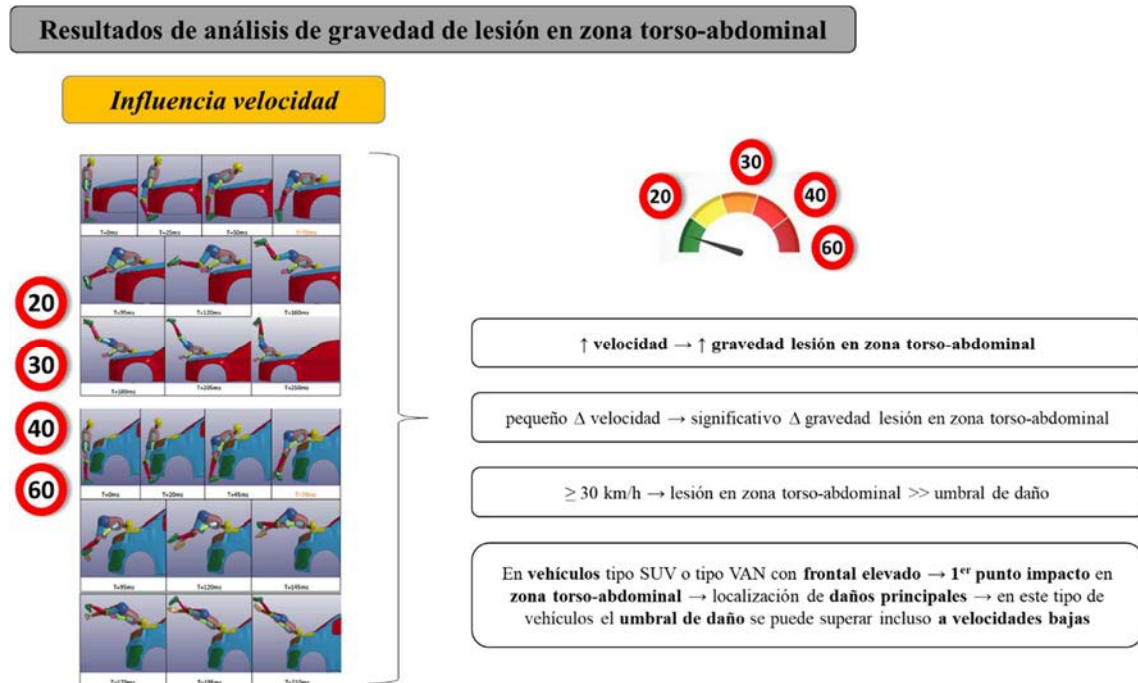


Figura 7.35. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy.



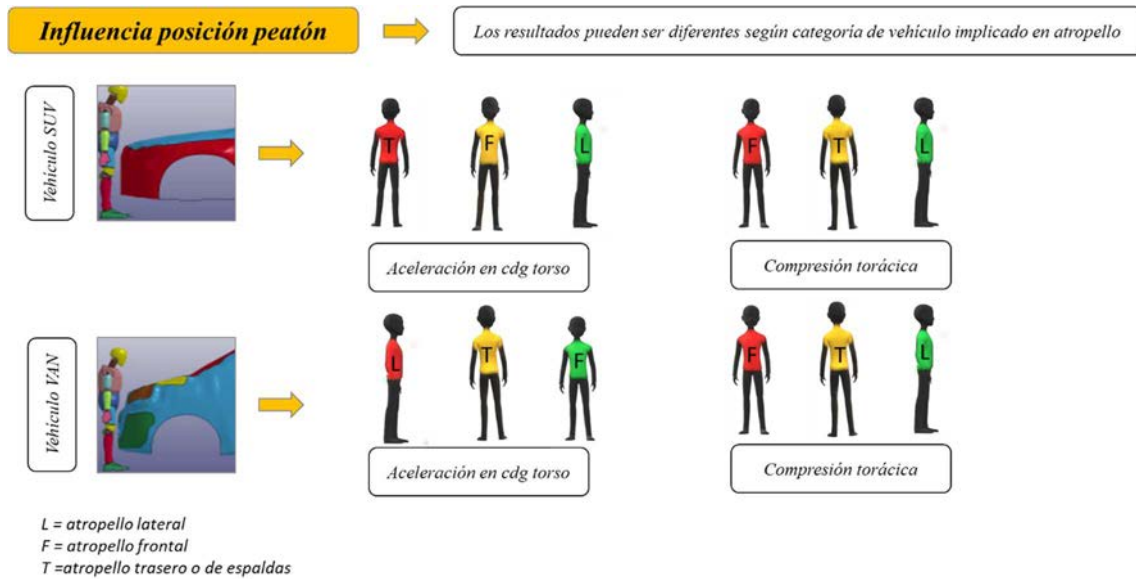


Figura 7.36. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy.

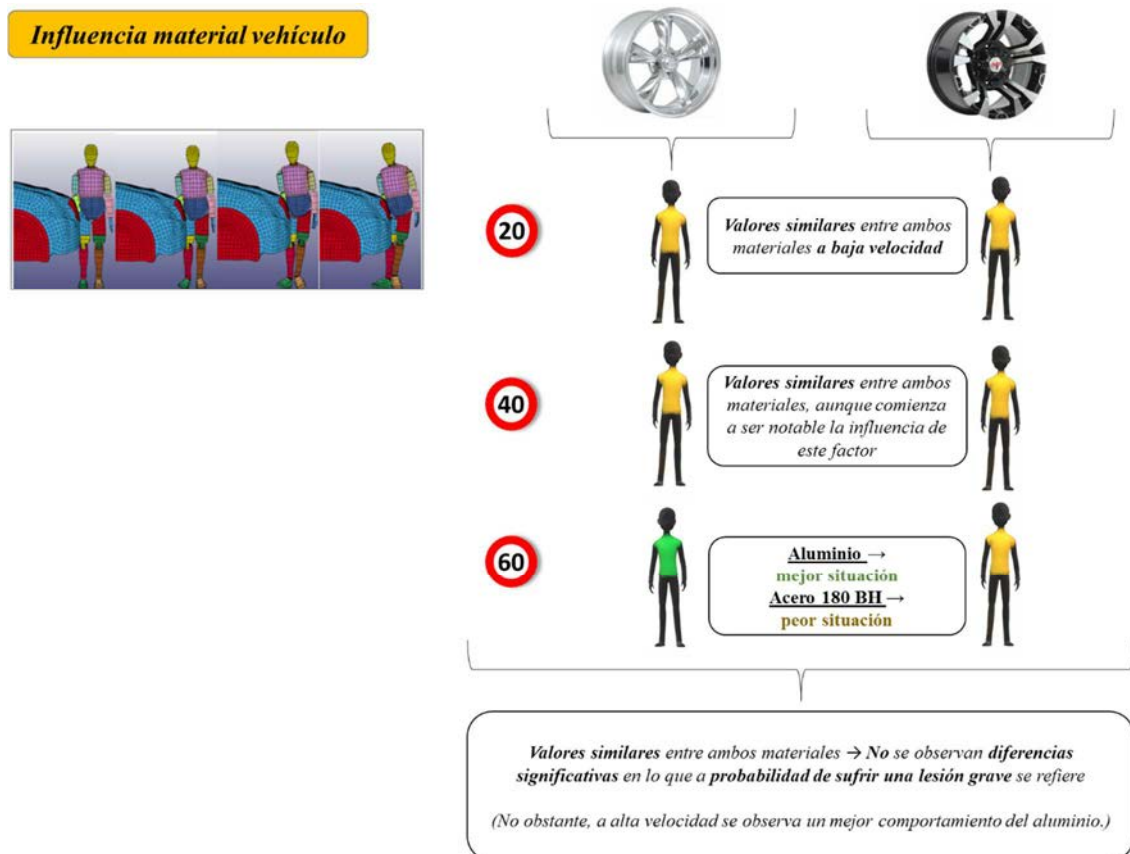


Figura 7.37. Resultados de análisis de influencia del material del vehículo en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy.

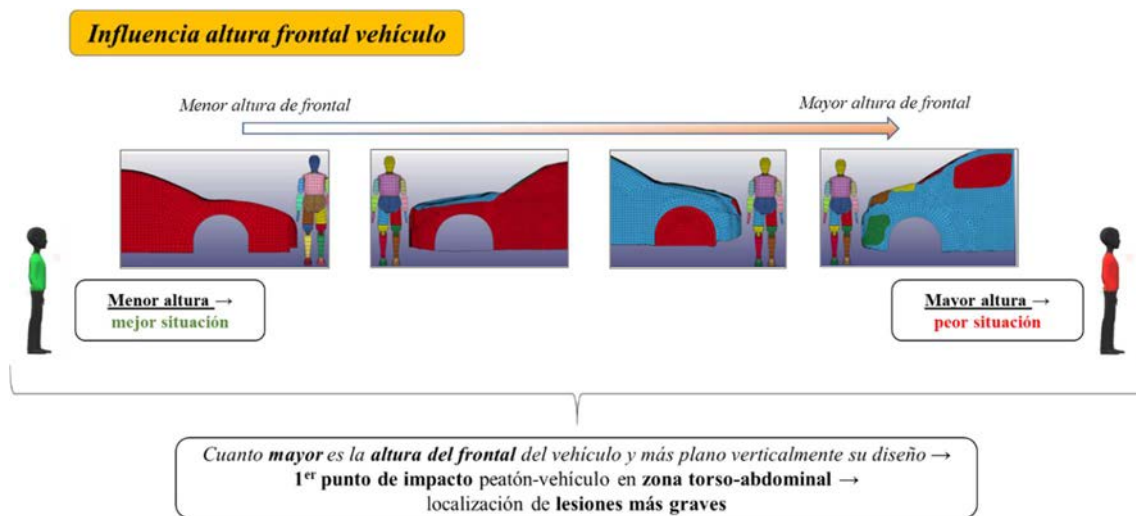


Figura 7.38. Resultados de influencia de la altura del frontal del vehículo en gravedad de lesión torácica utilizando un dummy.

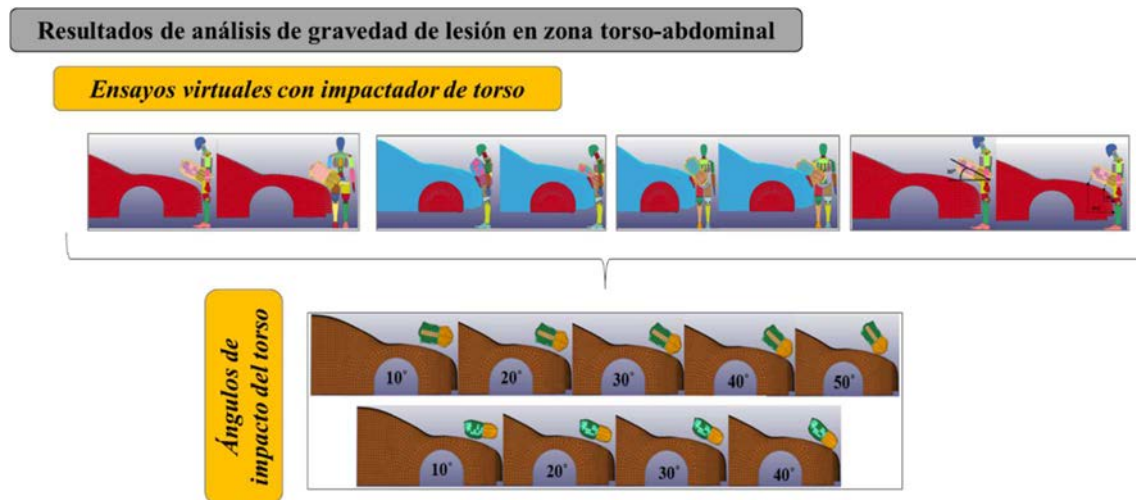


Figura 7.39. Determinación de ángulos de impacto utilizados en los ensayos virtuales de análisis de lesión torácica.

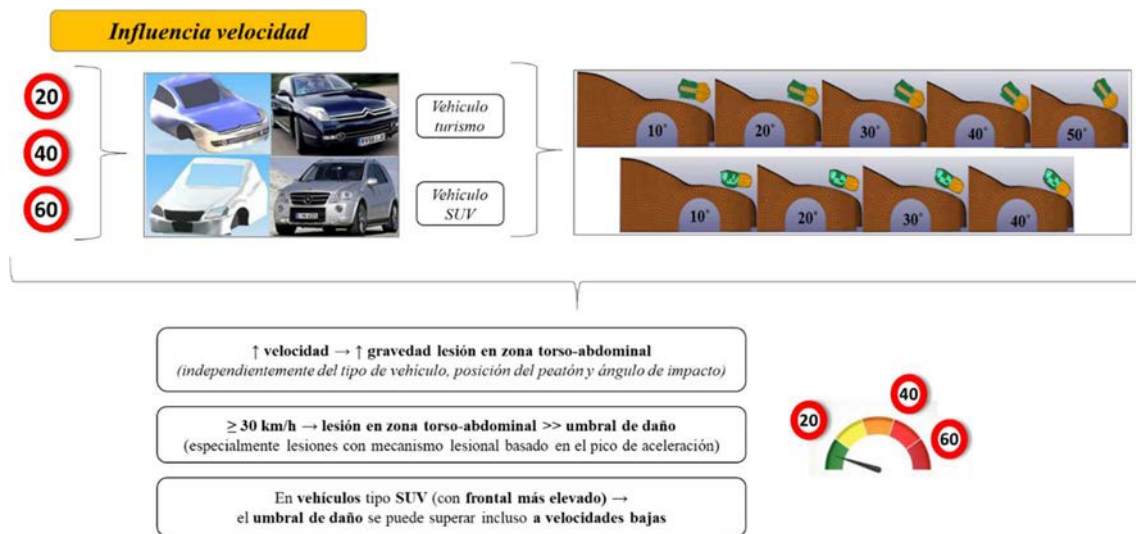


Figura 7.40. Resultados de análisis de influencia de la velocidad de impacto en gravedad de lesión torácica utilizando un impactador de torso.

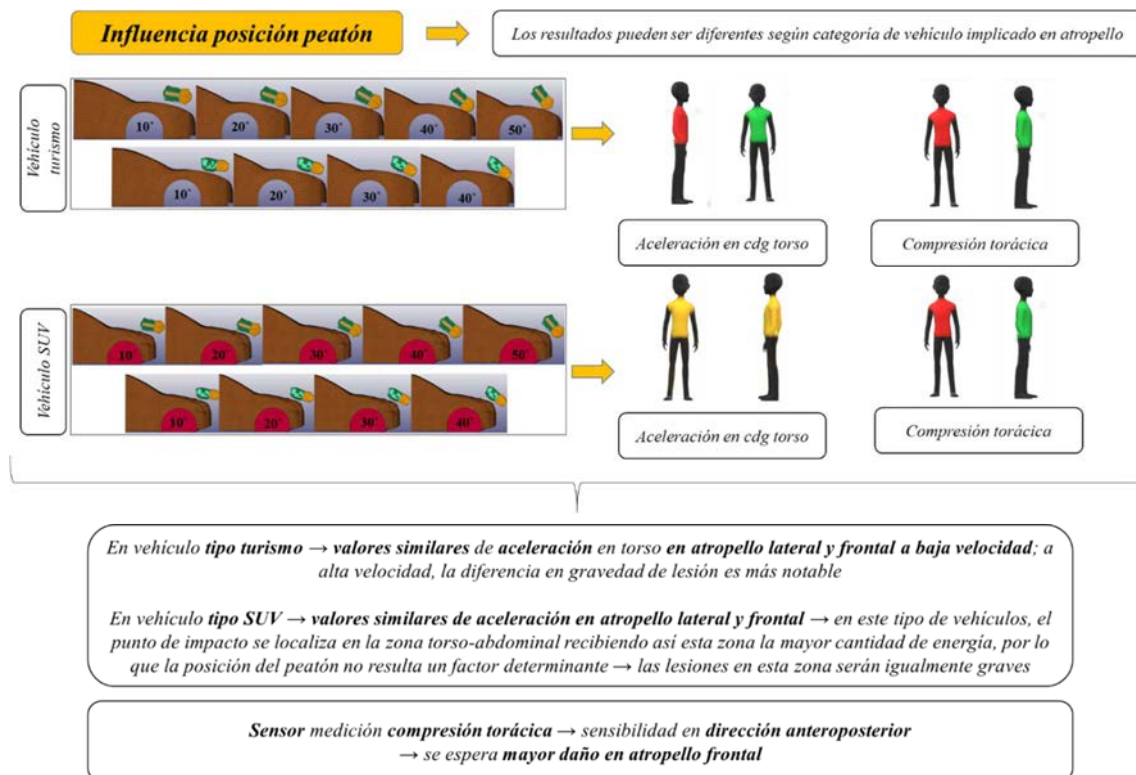
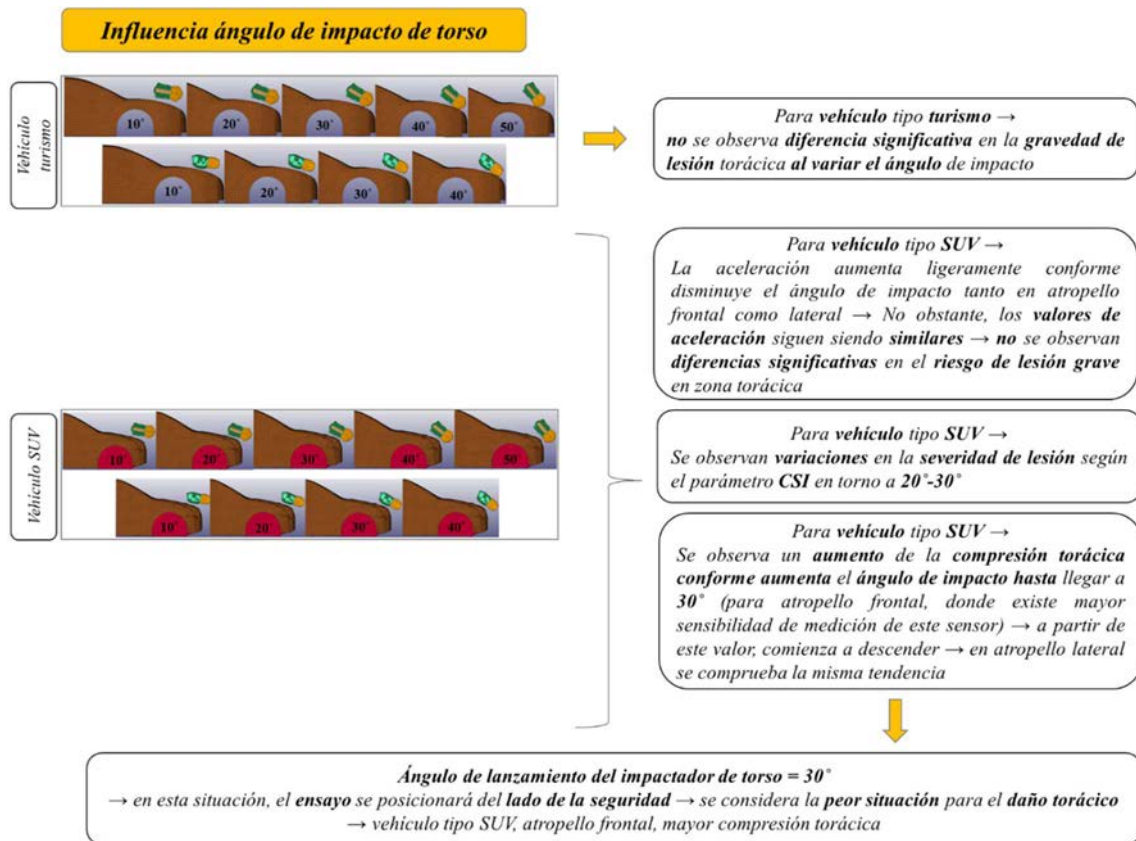


Figura 7.41. Resultados de análisis de influencia de la posición del peatón en gravedad de lesión torácica utilizando un impactador de torso.



## *Capítulo VIII*

# **8. Procedimiento propuesto de homologación virtual de protección al peatón**

Para demostrar que un vehículo cumple con los requisitos mínimos exigidos en seguridad y que, por tanto, cumple con los requerimientos de los criterios de comportamiento de las diferentes regiones anatómicas establecidos en el Reglamento europeo nº 78/2009 y 631/2009 referidos a la homologación de los vehículos en materia de protección al peatón, se puede utilizar un método de simulación. Dicha homologación puede ser llevada a cabo de forma totalmente virtual, o bien, los ensayos virtuales pueden complementar o sustituir a un determinado número de ensayos físicos.

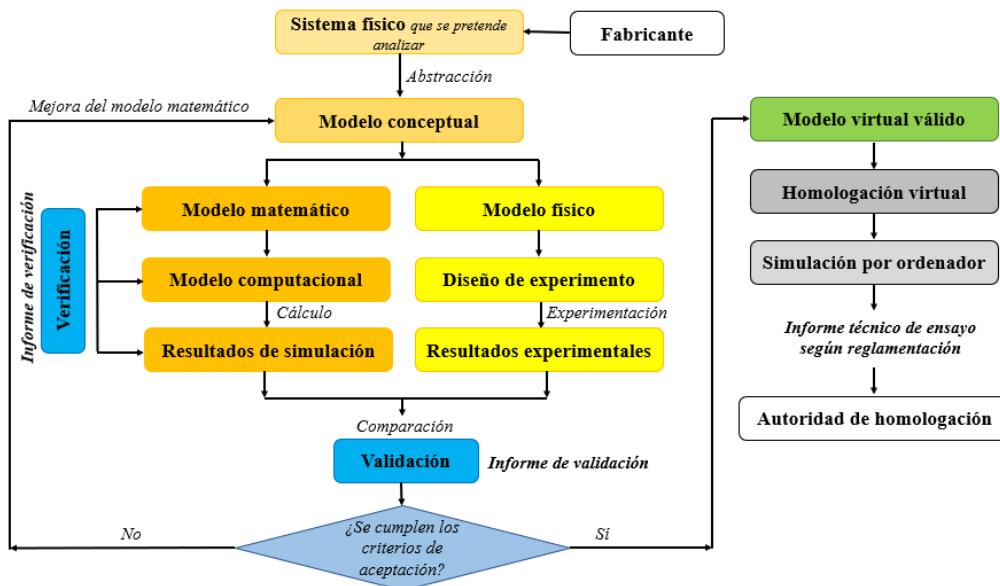
Este capítulo recoge el procedimiento completo de ensayos que deben ser superados para poder conseguir la homologación de un nuevo modelo de vehículo en materia de protección al peatón. Se incluye una descripción de las condiciones de ensayo y requerimientos de comportamiento biomecánico que se exigirían para asegurar que un vehículo cumple con los requisitos mínimos de seguridad. Cabe destacar que el procedimiento es desarrollado para una posible homologación virtual, en el que se han añadido nuevos requerimientos a cumplir respecto de la actual reglamentación. Concretamente, se aporta un ensayo de evaluación de severidad de lesión en la zona torácica del peatón en caso de que se usen impactadores de regiones anatómicas aisladas. Asimismo, se aporta otro procedimiento para el caso en el que se plantee la opción de que, en lugar de subsistemas de cabeza, torso y pierna, se utilice un dummy de cuerpo completo.

## **8.1. Proceso de verificación y validación del modelo virtual**

Previamente al ensayo de homologación virtual, se debe demostrar que el modelo virtual es válido para representar el prototipo físico que se pretende analizar, y que será capaz de proporcionar resultados fiables de igual forma que ocurriría en caso de que se realizase un ensayo físico. Para ello, es necesario, previo a la homologación virtual, realizar las etapas de verificación y validación del modelo computacional.

El modelo matemático del vehículo debe ser proporcionado por el fabricante. Este modelo reflejará fielmente la estructura del vehículo así como aquellos sistemas que deseen ser evaluados. En la fase de verificación, el fabricante debe analizar si el modelo matemático y el algoritmo de solución funcionan correctamente, es decir, debe determinar si el modelo computacional (obtenido de la discretización del modelo matemático) es preciso y representa adecuadamente el modelo conceptual o sistema físico a analizar. Durante esta fase, diversos datos técnicos del modelo (como, por ejemplo, peso, geometría y materiales) serán examinados. Tras esta fase, el fabricante elaborará un informe de verificación documentando todo el proceso y donde se justificará la verificación del modelo.

El modelo virtual, a su vez, será comparado con las condiciones reales de ensayo. Por tanto, será necesario realizar un ensayo físico con el objetivo de poder comparar resultados experimentales con aquellos resultados procedentes de un ensayo virtual con el modelo matemático. El fabricante o el servicio técnico deberá elaborar un acta o informe de validación y presentar este documento a la autoridad de homologación. En cuanto a la documentación requerida, el fabricante deberá facilitar aquellos datos y herramientas que son necesarias para la simulación, todo ello debidamente documentado y justificado. En la Figura 8.1 se muestra la hoja de ruta a seguir para llevar a cabo un ensayo de homologación virtual.



**Figura 8.1. Proceso de homologación virtual.**

Mediante la validación del modelo virtual se demostrará que éste es capaz de predecir el fenómeno físico que se busca analizar según unos niveles de precisión que se considerarán como criterios para determinar si el modelo supera o no el proceso de validación. Los resultados de los ensayos físicos serán comparados con los resultados de la simulación del modelo virtual. Si dicha comparación se encuentra entre los límites admitidos de los criterios de aceptación, se considerará que el modelo virtual es válido para ser utilizado en un ensayo virtual de homologación posterior. En el caso estudiado aquí, los modelos de peatón deberán presentar un comportamiento dinámico equivalente a los impactadores o dummies físicos. Si el modelo virtual no superase el proceso de validación, deberá ser mejorado y podrá ser sometido a una nueva fase de validación.

Una vez en la fase de homologación, se decidirá si se lleva a cabo un testado totalmente virtual (todos los ensayos requeridos por la normativa serán realizados mediante simulaciones por ordenador), o bien se realizará un proceso de homologación híbrida (donde un determinado número de ensayos se realizará mediante simulaciones, mientras que el resto de ensayos requeridos se llevarán a cabo de forma experimental). En principio, esta decisión puede ser elegida por el fabricante. No obstante, la autoridad de homologación será quien tenga la última palabra, ya que podrá considerar, en base a los informes de verificación y validación, que los ensayos virtuales no sean suficientes para dicho caso específico y determine que es necesario llevar a cabo también ensayos experimentales.

## 8.2. Regiones anatómicas a ensayar y ámbito de aplicación

Ante el aumento del uso de vehículos pesados en las vías urbanas, conviene que las disposiciones en materia de protección a los peatones se apliquen no solo a los vehículos



cuya masa máxima sea igual o inferior a 2.500 kg, sino también a todos los vehículos de las categorías M<sub>1</sub> y N<sub>1</sub> que superen este límite.

En cuanto a las regiones anatómicas del peatón que deben ser evaluadas para determinar la protección que ofrece un determinado modelo de vehículo, según la reglamentación actual, se deben realizar los siguientes ensayos:

- Impacto de simulador de cabeza contra el capó.
- Impacto de simulador de cabeza contra el parabrisas (este ensayo solo se lleva a cabo con fines de seguimiento).
- Impacto de simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó (este ensayo solo se lleva a cabo con fines de seguimiento).
- Impacto de simulador de muslo y cadera contra el parachoques (en su caso, ya que la realización de este ensayo dependerá de la altura del parachoques).
- Impacto de simulador de la pierna contra el parachoques.

En esta tesis doctoral, se propone añadir a los ensayos anteriores los dos siguientes ensayos:

- Impacto de simulador de torso contra el capó.
- Impacto de dummy de cuerpo completo contra el vehículo.

### **8.3. Modelos virtuales y software a utilizar**

El tipo de modelo virtual que se plantea utilizar en este procedimiento es el basado en el método de los elementos finitos dado que este tipo de modelización es capaz de representar el cuerpo humano de una forma más realista. No obstante, cabe la posibilidad de poder utilizar sistemas multicuerpo en la homologación virtual siempre que se justifique la capacidad del modelo de predecir resultados fiables.

En lo referido al software, en este procedimiento se plantea la utilización del programa ANSYS LS-DYNA por tratarse de un paquete de software de simulación multifísica de propósito general avanzado, desarrollado por *Livermore Software Technology Corporation* (LSTC), basado en el análisis por el método de los elementos finitos mediante la integración de tiempo explícito. Además, LS-DYNA es ampliamente utilizado por la industria del automóvil.

#### **8.3.1. Modelo de vehículo**

El modelo virtual del vehículo que se solicita homologar deberá ser facilitado por el fabricante bajo compromiso de confidencialidad. Si el fabricante optase por el método de ensayo virtual, además de información sobre la fabricación del vehículo, deberá facilitar al servicio técnico una descripción detallada de la simulación así como también deberá describir el método de cálculo usado. Identificará, además, el software utilizado, incluyendo el nombre del fabricante y la versión utilizada. Además, el fabricante deberá facilitar los modelos del material y los datos de entrada utilizados, junto con los valores



de las masas y demás características estructurales que se han utilizado en el modelo matemático.

El modelo estará configurado de forma que el cálculo ofrezca resultados conservadores. El servicio técnico podrá exigir que se realicen ensayos con el vehículo y un dummy y/o impactador real para comprobar que el modelo matemático es válido. La masa total utilizada en el modelo matemático deberá ser idéntica a la del vehículo que se desea homologar. En el modelo virtual se considerarán todos los posibles contactos entre las diferentes partes del vehículo y el dummy y/o impactador. El modelo de vehículo podrá ser simplificado de tal forma que represente únicamente la parte delantera implicada en el atropello, interrumpiendo el modelo una vez superados los montantes A.

En la documentación a aportar por el fabricante para la solicitud de homologación virtual, se facilitará un informe sobre la simulación en el que, como mínimo, se deberá incluir: descripción y características del vehículo a homologar (tipo de vehículo, dimensiones, materiales, masas, sistemas de protección, categoría de vehículo, etc.), descripción del modelo virtual (software, modelo matemático, método de cálculo, características del modelo de vehículo, características del modelo de peatón, etc.), parámetros de entrada, condiciones de ensayo, criterios de comportamiento de las diferentes regiones anatómicas analizadas, además de una declaración acompañada de gráficos o datos que demuestren que los valores de los criterios de lesión evaluados se encuentran dentro del rango de daño admisible.

Cabe recordar que por tipo de vehículo se entiende como la categoría del vehículo en la que la parte anterior a los pilares A no se diferencia en lo que respecta a los siguientes términos (en la medida en la que estas diferencias puedan afectar negativamente en los resultados de los ensayos): estructura, dimensiones básicas, materiales exteriores, localización de los componentes, y forma de instalación del sistema de protección delantera (si lo hubiere).

### **8.3.2. Modelo de peatón**

Los modelos de peatón utilizados podrán ser de dos tipos. Por un lado, se encuentran aquellos que simulan las diferentes regiones anatómicas aisladas del cuerpo. Éste será el caso de los llamados impactadores, simuladores o subsistemas. Por otro lado, se puede optar por el empleo de dummies de cuerpo completo en las simulaciones que se pretenden llevar a cabo para la homologación virtual.

En el procedimiento que aquí se plantea se propone utilizar el dummy perteneciente a la familia *Hybrid III* en su versión estándar de modelo de peatón. El tamaño a utilizar será el correspondiente a las características antropométricas de un varón percentil 50. No obstante, se podría optar por otro modelo de peatón siempre y cuando se tenga en cuenta que la instrumentación que incorpora ese otro modelo es capaz de proporcionar los parámetros de comportamiento que se pretenden evaluar con este procedimiento. Además, dicho modelo debe haber sido desarrollado y validado previamente.

En cuanto a los impactadores, se plantea utilizar los proporcionados por la empresa LSTC que han sido validados previamente para los fines que aquí se pretenden, además de haber sido desarrollados siguiendo las especificaciones técnicas de los impactadores físicos que son utilizados actualmente en los ensayos de homologación vigentes.

#### **8.4. Acta de ensayo virtual**

El fabricante deberá proporcionar el modelo virtual del vehículo acompañado de una determinada documentación para que la solicitud de homologación virtual pueda ser llevada a cabo. En dicha solicitud figurará: la categoría del vehículo, tipo de carrocería, materiales utilizados y métodos de fabricación, descripción de sistemas de protección a peatones disponibles en el vehículo y, especialmente, se facilitarán fotografías y planos detallados que permitan definir la estructura, las dimensiones principales, las líneas de referencia y los materiales del frontal del vehículo.

El fabricante debe proporcionar a la autoridad de homologación, tanto el informe de verificación del modelo virtual como el informe de validación de dicho modelo. Además, la autoridad de homologación proporcionará un acta o informe de ensayo donde se incluirá, como mínimo, la siguiente información:

- Identificación del vehículo.
- Descripción detallada de las características del vehículo.
- Resultados de las mediciones y los límites o umbrales admitidos. En el *Anexo II* se incluye un posible informe de ensayo en el que se detallan todos los resultados que deben ser registrados.
- Decisión correspondiente de si dichas mediciones cumplen o no cumplen con los criterios de comportamiento exigidos.
- En el caso de ensayos virtuales, se incluirán capturas de pantalla en el acta u otro tipo de documento que pueda sustituir a las fotografías exigidas en los ensayos experimentales de determinados actos reglamentarios.
- Conclusiones extraídas.
- Si se han considerado ciertas hipótesis o interpretaciones, éstas se deberán documentar adecuadamente y especificar en el acta de ensayo.

#### **8.5. Condiciones de ensayo del proceso de homologación**

En este apartado se detallan las prescripciones técnicas para configurar la simulación del ensayo de homologación según la región anatómica cuya severidad de lesión se pretenda evaluar.

Existen estudios [173] que demuestran que, en caso de atropello, el tórax del peatón puede impactar con el capó en aquellos puntos coincidentes con donde se llevan a cabo los lanzamientos del impactador de cabeza para evaluar la protección en esta zona. Por esta razón, los puntos propuestos a impactar en el caso del impactador de torso en el ensayo propuesto de homologación se basarán en la reglamentación vigente en materia de

protección al peatón junto con las especificaciones de los protocolos de ensayo de Euro NCAP. Cabe destacar que el torso puede colisionar en diferentes puntos debido a la altura específica del peatón, así como también dependerá del diseño de la parte delantera del vehículo y de la velocidad de impacto, ya que estos factores afectan a la cinemática del peatón en caso de atropello.

### ***8.5.1. Ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo***

Previamente a definir el procedimiento de ensayo a llevar a cabo con el modelo de peatón de un dummy de cuerpo completo, se procede a realizar un análisis de las conclusiones principales de todas las simulaciones realizadas con el dummy a lo largo de esta tesis doctoral. Este análisis previo permitirá establecer las condiciones de ensayo mínimas necesarias en las que hacer impactar el dummy para así poder evaluar de forma eficaz la protección que ofrece un vehículo ante un atropello a un peatón.

En primer lugar, tras el análisis realizado en las simulaciones sobre la gravedad de lesión que experimentó el dummy en su cabeza bajo diferentes escenarios de atropello, se observó que a 60 km/h, la probabilidad de que el peatón sobreviva teniendo en cuenta las lesiones cerebrales es prácticamente nula, o si lo hace las secuelas serían muy severas. Por lo que realizar un ensayo de homologación a esta velocidad no tendría sentido. Igual ocurrirá con el resto de regiones anatómicas. A dicha velocidad, las lesiones son críticas y fatales en la mayor parte de los casos. A 20 km/h, en cambio, se observa que la probabilidad de supervivencia es alta. No obstante, esta velocidad de impacto no es muy realista ya que, la mayoría de los atropellos suelen ocurrir a velocidades más altas. Los atropellos en ciudad suelen darse entre los 30 y los 50 km/h. Sin embargo, a 40 km/h ya se observa que un atropello supondrá casi con certeza una lesión cerebral AIS 4+, es decir, una lesión grave que puede suponer peligro para la vida del peatón. Por tanto, se asume que ésta debería ser la máxima velocidad ensayada. De hecho, en los ensayos vigentes de homologación, la máxima velocidad de impacto utilizada es de 40 km/h. No obstante, los 40 km/h sólo se ensayan en la actual reglamentación en el impacto de la pierna contra el parachoques. En el caso de la cabeza, la velocidad de ensayo en la normativa vigente es de 35 km/h.

Teniendo en cuenta todo lo anterior, y que la cabeza es una zona vital para la supervivencia del peatón, se considera que esta región anatómica es la que debe marcar las velocidades de ensayo en el procedimiento propuesto. Dado que la mayoría de los parámetros de lesión analizados a lo largo de esta investigación superan su correspondiente umbral de daño a los 40 km/h, se concluye, una vez más, que ésta debería

ser la velocidad máxima a ensayar. No obstante, la cabeza debe ser lanzada sobre diferentes localizaciones del capó, ya que bajo éste no existe una rigidez homogénea debido al equipo motor. Para conseguir esto con el dummy de cuerpo completo se deberán utilizar diversas velocidades con el fin de modificar así la distancia de lanzamiento sobre el capó y provocando, en consecuencia, que la cabeza colisione a diferentes alturas sobre la parte delantera del vehículo. Asimismo, se mantendrá la velocidad utilizada en la reglamentación para impacto de cabeza (35 km/h). Por tanto, las velocidades que se proponen en este procedimiento para ensayar con el dummy son: 30, 35 y 40 km/h.

En cuanto a la posición del peatón respecto al frontal del vehículo, en el análisis de lesiones de la cabeza del dummy se observa que el atropello por la espalda es el que resulta más perjudicial. Posteriormente en gravedad, le seguiría el atropello frontal, aunque con severidad de lesión similar a la del atropello lateral. Esto tiene sentido, ya que la gravedad de las lesiones cerebrales está directamente relacionada con la dirección del impacto y, especialmente, con la zona de impacto sobre el cráneo, además de la magnitud de la fuerza. Considerando esto, la zona occipital de la cabeza resulta la más peligrosa, lo que explica que el atropello por la espalda sería el más perjudicial. Además, la dinámica post-impacto que adquiere el peatón en este tipo de atropello acelera más la cabeza hasta caer contra el capó del vehículo. A lo anterior, habría que añadir una menor flexibilidad de la columna en sentido anteroposterior que la presentaría en sentido contrario (posterior-anterior). Por lo que, en caso de atropello por la espalda, los daños en la columna también serían más severos. Sin embargo, no se debe obviar el hecho de que la instrumentación del dummy que registra el daño en la cabeza consiste en un acelerómetro triaxial en su centro de gravedad que calcula la resultante de estas aceleraciones para posteriormente calcular el parámetro de lesión HIC. De forma que, este tipo de sensorización no permite distinguir la gravedad de lesión en función de la localización del impacto sobre la bóveda craneal. Por tanto, sólo con el análisis de los daños en la cabeza del dummy se considera que no es suficiente para establecer en esta propuesta de procedimiento qué posiciones se deben ensayar con el dummy. Cabe recordar también, que la dirección de impacto en la cabeza estaría relacionada con la gravedad de las lesiones en el cuello. Por ejemplo, la tolerancia al impacto del cuello en sentido lateral-medial es mucho menor que la que presenta en sentido anteroposterior.

En cuanto al ángulo y punto de impacto de la cabeza, en el ensayo con el dummy serían factores imposibles de controlar, puesto que dependerán de la dinámica específica que adquieran las diferentes partes del cuerpo del dummy tras el impacto inicial producido entre las piernas del peatón y el parachoques del vehículo.

Tras el análisis realizado sobre la gravedad de lesión en el torso del dummy, las velocidades de impacto que se proponen ensayar en homologación coinciden con las concluidas en la cabeza: 30 km/h, 35 km/h y 40 km/h. La velocidad límite a partir de la cual los daños sufridos en el tórax presentan una alta probabilidad de lesiones graves que pueden suponer peligro para la vida (AIS 4+) es de 40 km/h, que coincide con la velocidad de impacto del ensayo de extremidades inferiores en la normativa vigente. Por lo que ensayar a más velocidad, se considera que no proporcionaría información útil, ya que la

probabilidad de supervivencia del peatón debido a estas lesiones sería baja en la gran parte de los casos, o bien las lesiones producirían graves secuelas en caso de supervivencia. La velocidad de 35 km/h coincide con la velocidad de ensayo del impactador de cabeza en la normativa vigente, además de ser considerada una velocidad típica de atropello en ciudad, especialmente si el conductor realiza una maniobra de frenado previa al impacto. Se proponen también tres velocidades de impacto diferentes para forzar así la variación de la trayectoria post-impacto del dummy provocando, de esta forma, que el torso pueda impactar a diferentes alturas sobre el capó. Ello permitirá que se puedan ensayar diferentes zonas del capó.

En lo que respecta a la posición del dummy respecto al frontal del vehículo, tras el análisis de las consecuencias lesivas en el torso, se propone que el dummy debería ser ensayado en tres posiciones: impacto frontal, impacto lateral e impacto por la espalda. Esto es debido a que las lesiones en la zona torso-abdominal de un peatón en caso de atropello pueden ser muy diferentes, tanto en gravedad como en mecanismo lesional, dependiendo de la zona de la caja torácica donde se reciba el impacto. Los resultados a obtener en estas tres posiciones de ensayo dependerán de la instrumentación añadida en el dummy además de la considerada como estándar en cada modelo. Por ejemplo, el transductor de desplazamiento situado en la zona del esternón del dummy permitirá evaluar la deflexión del tórax especialmente cuando el atropello sea frontal. Por otro lado, las células de carga permitirían evaluar la compresión de la caja torácica en sentido lateral-medial, sobre todo en caso de atropello lateral. Y finalmente, en caso de atropello por la espalda, los acelerómetros en la columna torácica y lumbar junto con las células de carga podrían proporcionar datos muy útiles en lo que a severidad de lesión en la columna se refiere.

En cuanto al ángulo y punto de impacto del torso, en este ensayo con el dummy sería imposible de controlar, ya que dependerá de la dinámica específica que adquieran las diferentes partes del cuerpo del dummy tras el impacto inicial producido entre las piernas del peatón y el parachoques del vehículo.

Finalmente, tras el análisis de las lesiones en las extremidades inferiores, se mantendrán las tres velocidades de impacto planteadas anteriormente. Debido a que nuevamente la velocidad de impacto de 40 km/h se considera el límite a partir del cual la probabilidad de sufrir lesiones graves con consecuencias para la supervivencia del peatón (AIS 4+) empieza a ser significativa. Además, esta velocidad coincide con la utilizada en el ensayo de la actual reglamentación para evaluar la severidad de daño en las piernas. Las otras dos magnitudes de velocidad (30 km/h y 35 km/h) se añaden a la propuesta de ensayo para así conseguir diferentes trayectorias post-impacto del peatón y lograr de esta forma que tanto el torso como la cabeza del dummy puedan impactar a diferentes alturas del capó. En cuanto a la posición, se propone una vez más ensayar como mínimo esta zona en dos posiciones: frontal y lateral, ya que éstas son las configuraciones de atropello que pueden resultar más perjudiciales para la pierna al no favorecer el movimiento natural de la rodilla, presentando así diferente tolerancia al impacto dependiendo de la dirección y punto de aplicación de la fuerza. Por ejemplo, en el atropello frontal se observó que las

lesiones en la pierna (especialmente, en la zona de la rodilla) eran mucho más severas, afectando fundamentalmente al daño que se producía en los ligamentos de la rodilla.

En cuanto al ángulo de impacto, el dummy se posicionará de pie de forma que la pierna se mantenga en posición vertical al igual que en la reglamentación actual. Además, el dummy se posicionará respecto al frontal del vehículo de tal forma que impacte con los tres tercios del parachoques (ya que éstas son las zonas ensayadas en la normativa). Así, se ampliará la zona de impacto sobre el capó tanto del torso como de la cabeza.

Una de las ventajas de ensayar con un dummy de cuerpo completo, en lugar de impactadores de zonas corporales aisladas, es que en la misma simulación se podrán obtener datos de las diferentes partes del cuerpo sin tener que ensayar cada región anatómica por separado. Además de las zonas ensayadas en la reglamentación vigente (cabeza y extremidades inferiores) y de la zona propuesta a ensayar en esta tesis (zona torso-abdominal), también se podrían añadir evaluaciones de severidad de lesión en el cuello y los brazos debido a la amplia instrumentación que incorpora un dummy. En contraposición, con los ensayos de dummy de cuerpo completo no se puede controlar ni el ángulo ni el punto de impacto de la cabeza y el torso sobre el capó.

Dado que se proponen tres velocidades de ensayo diferentes con el dummy, se debe especificar qué velocidad es la que determina si un vehículo supera o no un ensayo de homologación. Resulta evidente que para poder considerar que un vehículo ha superado con éxito una simulación con el dummy debe cumplir con los requerimientos de comportamiento exigidos para la máxima velocidad de ensayo (en este caso, a 40 km/h). No obstante, la reglamentación actual evalúa la protección de la cabeza para 35 km/h y la protección en las extremidades inferiores para 40 km/h. Por tanto, para considerar que un nuevo modelo de vehículo ha superado un ensayo de protección al peatón para el procedimiento propuesto con el dummy, se evaluará si las lesiones sufridas en la cabeza se encuentran dentro del rango de daño admisible para esta zona en el ensayo a 35 km/h. En cambio, para comprobar si cumple los requisitos de homologación para la zona de las extremidades inferiores, se evaluará el daño sufrido en el ensayo a 40 km/h, tal y como exige la normativa vigente. En cuanto al torso, dado que el análisis de la muestra de atropellos reales realizado en esta tesis concluyó que las lesiones sufridas en la zona torso-abdominal influían notablemente en la probabilidad de supervivencia de un peatón y que incluso en algunos casos lo hacían al mismo nivel que las lesiones de la cabeza, se decide que para considerar que la zona torácica ha superado el ensayo de homologación debe cumplir con los requerimientos para 35 km/h. Así, se evalúa la severidad de lesión en el torso al mismo nivel que la cabeza en la reglamentación actual.

Se debe definir entonces el uso del resto de ensayos y resultados planteados, dado que se ha decidido ensayar a tres velocidades diferentes para forzar el impacto del torso y cabeza sobre las diferentes zonas del capó. Se propone que el resto de situaciones ensayadas sean utilizadas como motivación al fabricante para diseñar vehículos en el futuro cada vez más seguros. Se plantea definir tres categorías de protección (A, B y C), las cuales serían publicitadas al consumidor con el fin de motivar la optimización de los sistemas de

seguridad por parte del fabricante. La categoría C correspondería a aquel vehículo que cumple con los requisitos mínimos de seguridad pero que no aporta más protección de la mínima exigida. Es decir, la cabeza y el torso no exceden el umbral de daño para 35 km/h y las piernas no superan el límite admisible para 40 km/h. La categoría B, en cambio, se asignaría a aquellos modelos de vehículos que además de cumplir con las exigencias de la categoría C, los parámetros de lesión de bien la cabeza o bien el torso no exceden el umbral de lesión para 40 km/h. Mientras que la categoría A se asignaría a aquellos modelos de vehículos que además de cumplir con las exigencias de la categoría C, los parámetros de lesión tanto de la cabeza como del torso no exceden el umbral de lesión para 40 km/h.

Por otro lado, el ensayo a 30 km/h se llevará a cabo sólo con fines de seguimiento. Se considera que la energía de impacto será menor como consecuencia del menor valor de velocidad. Por tanto, se espera que si el modelo de vehículo a homologar supera los requerimientos de comportamiento biomecánico para las velocidades de 35 km/h y/o 40 km/h, también lo hará a una menor velocidad (30 km/h). No obstante, se considera necesario mantener esta velocidad de ensayo para así forzar las distintas localizaciones de impacto de la cabeza y el torso sobre el capó del vehículo. Este valor inferior de velocidad provocará el impacto de estas regiones corporales sobre una zona más baja del capó, evaluando de esta forma la diferente rigidez que pueda existir.

Una vez analizadas las conclusiones extraídas de las diversas simulaciones realizadas con el dummy de cuerpo completo a lo largo de esta investigación, a continuación se resumen las condiciones y características técnicas mínimas del ensayo propuesto de homologación.

#### ***8.5.1.1. Procedimiento de ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo***

Se realizarán como mínimo 27 ensayos. El dummy se posicionará de pie de forma que se produzca el impacto con los tres tercios en los que se divide el parachoques (tercio central y tercios exteriores de las zonas de ensayo) en aquellas posiciones consideradas susceptibles de causar lesiones. Los posibles puntos de impacto a ensayar sobre el parachoques deberán estar separados entre ellos como mínimo 132 mm y se situarán entre los ángulos correspondientes del parachoques a una distancia mínima de 66 mm de éstos. El punto de impacto se localizará en la línea central del parachoques. Esta línea será dividida, partiendo de su punto intermedio hacia los laterales del parachoques, en puntos separados entre sí 132 mm. Por tanto, para definir en el informe de ensayos el punto de impacto seleccionado, se procederá a dividir el parachoques de forma similar a como se hará con el capó. El proceso de división de estas zonas del vehículo y la forma de identificar los puntos de impacto se explican en el procedimiento de homologación con impactadores en los siguientes apartados.

A su vez, se llevarán a cabo simulaciones en las tres posiciones posibles del peatón respecto al frontal del vehículo: impacto frontal, impacto lateral e impacto por la espalda.

Por tanto, en cada tercio del parachoques se evaluarán tres posiciones del dummy diferentes. A lo anterior habría que añadir, que se proponen tres velocidades distintas de ensayo para forzar trayectorias post-impacto diversas y ampliar así la zona de impacto sobre el capó tanto del torso como de la cabeza del dummy. En consecuencia, en cada tercio del parachoques y en cada posición del peatón respecto a la parte delantera del vehículo, se realizarán simulaciones a tres velocidades diferentes: 30 km/h, 35 km/h y 40 km/h. En total suman los 27 ensayos.

Si se compara el número de ensayos mínimos en total a realizar con el dummy de cuerpo completo frente a los que se necesitan llevar a cabo con los diferentes impactadores, se pueden observar considerables ahorros de tiempo y coste con la simulación del dummy. Además, en las simulaciones del dummy, se pueden obtener datos de más zonas corporales y obtenerlos de una misma simulación. Considerando los ensayos mínimos que hay que realizar según la reglamentación actual, suman un total de 24 ensayos como mínimo (18 ensayos mínimo con el simulador de cabeza, tres con el simulador de muslo y cadera y otros tres con el simulador de la parte inferior de la pierna). No obstante, cabe recordar que la normativa, a los anteriores ensayos, suma la realización de otros ensayos que se llevan a cabo sólo con fines de seguimiento pero que, aún así, se deben realizar. Por tanto, a los 24 anteriores habría que sumar cinco más de impacto del simulador de cabeza contra el parabrisas y otros tres de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó, sumando un total de 32 ensayos como mínimo. Finalmente, si se tienen en cuenta los ensayos con el impactador de torso que se proponen en esta tesis, el ahorro de simulaciones se hace más evidente. Si se suman también los ensayos mínimos propuestos a realizar con un simulador de la zona torso-abdominal (18 ensayos en total, nueve para posición frontal y otros nueve para posición lateral), el número total de ensayos a simular con impactadores aumentaría hasta 50 ensayos.

#### ***8.5.2. Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra la parte superior del capó***

En el ensayo de impacto del simulador de cabeza contra la parte superior del capó no se proponen cambios respecto al procedimiento vigente en la normativa de homologación. No obstante, se ha decidido mantener las prescripciones técnicas de dicho ensayo en este capítulo, para así describir el proceso completo que se debería seguir. Para dejar constancia de ello, se procederá a entrecorillar y poner en cursiva estas condiciones técnicas extraídas de la normativa [135]. De igual forma se procederá con el ensayo de la cadera. *“En el ensayo de impacto de la cabeza, se realizarán como mínimo nueve ensayos (tres con los tercios centrales y seis con los tercios exteriores de las zonas de ensayo) en aquellas posiciones consideradas susceptibles de causar lesiones. Los ensayos con la sección delantera de la parte superior del capó se realizarán con un simulador de cabeza de niño o adulto pequeño. Los ensayos con la sección posterior de la parte superior del capó se realizarán con un simulador de cabeza de adulto.*

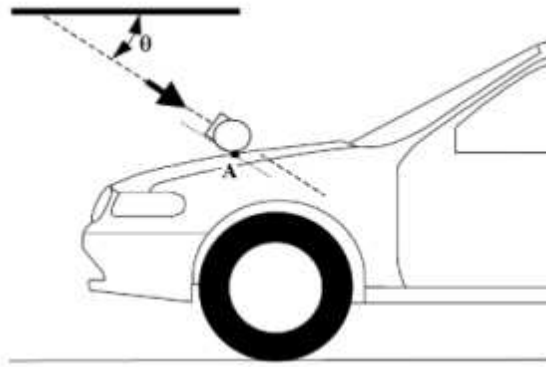


*Los puntos seleccionados para el ensayo con el impactador simulador de cabeza de niño o adulto pequeño estarán separados por una distancia mínima de 165 mm. Se situarán entre las líneas de referencia lateral, a un mínimo de 82,5 mm de las mismas. Además, dichos puntos se situarán a un mínimo de 82,5 mm por delante de la línea de referencia trasera del capó o por delante de una distancia perimétrica de 1.700 mm, la que esté situada más adelante en el punto de ensayo seleccionado. A su vez, los puntos seleccionados se situarán a un mínimo de 82,5 mm por detrás de la línea de referencia del borde delantero del capó o por detrás de una distancia perimétrica de 1.000 mm, la que esté situada más atrás en el punto de ensayo seleccionado. Por tanto, los puntos elegidos para el ensayo del simulador de cabeza de niño o adulto pequeño se encontrarán entre las distancias perimétricas de 1.000 y 1.700 mm.*

*Los puntos seleccionados para el ensayo con el impactador simulador de cabeza de adulto estarán separados por una distancia mínima de 165 mm. Se situarán entre las líneas de referencia lateral, a un mínimo de 82,5 mm de las mismas. Además, dichos puntos se situarán a un mínimo de 82,5 mm por delante de la línea de referencia trasera del capó o por delante de una distancia perimétrica de 2.100 mm, la que esté situada más adelante en el punto de ensayo seleccionado. A su vez, los puntos seleccionados se situarán a un mínimo de 82,5 mm por detrás de la línea de referencia del borde delantero del capó o por detrás de una distancia perimétrica de 1.700 mm, la que esté situada más atrás en el punto de ensayo seleccionado. Es decir, los puntos elegidos para el ensayo del simulador de cabeza de adulto se encontrarán entre las distancias perimétricas de 1.700 y 2.100 mm.”*

Resumiendo, la zona de impacto del ensayo con el simulador de cabeza sobre el capó se delimitará por las líneas de referencia lateral (a un mínimo de 82,5 mm de ellas), por la distancia perimétrica de 1.000 mm o a 82,5 mm por detrás del borde delantero del capó (el que se sitúe más atrás sobre el capó) y por la distancia perimétrica de 2.100 mm o a 82,5 mm por delante de la línea de referencia trasera del capó (el que se sitúe más adelante sobre el capó).

*“En los ensayos con impactador simulador de cabeza de niño, el ángulo de impacto será de 50° respecto al nivel de referencia del suelo. En los ensayos con impactador simulador de cabeza de adulto, el ángulo de impacto será de 65° respecto al nivel de referencia del suelo.”*

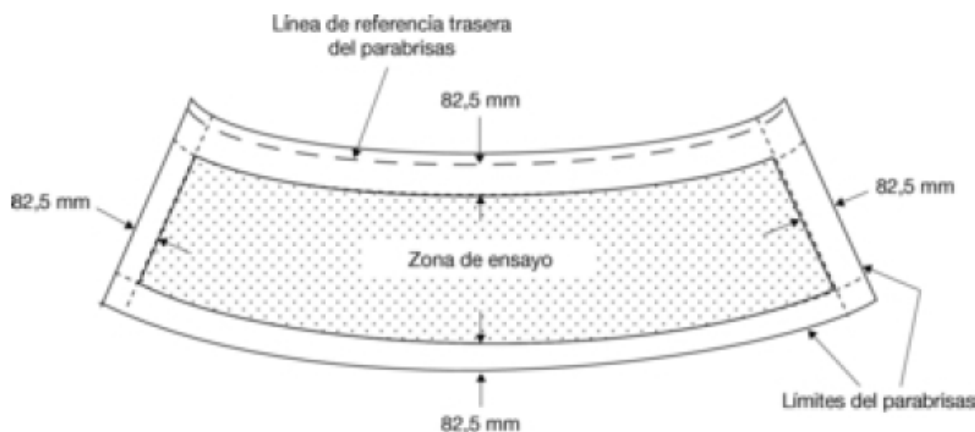


**Figura 8.2. Ángulo de impacto del simulador de cabeza [135].**

“La velocidad de impacto del simulador de cabeza al golpear la parte superior del capó será de 35 km/h.” Si se desea optar a la obtención de la categoría de protección A o B, se deberán repetir estos mismos ensayos pero a una velocidad de impacto de 40 km/h.

### **8.5.3. Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el parabrisas**

“Se realizarán un mínimo de cinco ensayos con el impactador simulador de cabeza en aquellas posiciones que sean consideradas susceptibles de causar lesiones. Los puntos seleccionados para el ensayo del impactador simulador de cabeza contra el parabrisas deberían estar separados por una distancia mínima de 165 mm, y situarse entre los límites del parabrisas a un mínimo de 82,5 mm de los mismos y a un mínimo de 82,5 mm por delante de la línea de referencia trasera del parabrisas.” [135]



**Figura 8.3. Área de impacto del parabrisas con el simulador de cabeza [135].**

“El ángulo de impacto será de 35° en sentido descendente y hacia atrás respecto al nivel de referencia del suelo.” [135]

La velocidad de impacto del simulador de cabeza al golpear el parabrisas será de 35 km/h. Dado que este ensayo es realizado en la normativa vigente únicamente con fines de seguimiento, no se considera en la posibilidad de optar a categoría de protección A o B.

#### 8.5.4. Ensayo de impacto del simulador de torso contra el capó

Se realizarán como mínimo nueve ensayos (tres se llevarán a cabo con los tercios centrales y seis con los tercios exteriores de las zonas de ensayo) en aquellas posiciones consideradas susceptibles de causar lesiones. Se propone realizar nueve ensayos manteniendo al impactador simulador de torso de forma frontal respecto al capó, y otros nueve ensayos posicionando al torso de forma lateral al capó. Se propone también realizar otros nueve ensayos de impacto de torso, pero posicionando el simulador de forma que reciba el impacto por su espalda. Dado que las aceleraciones esperadas en esta posición no deben resultar muy diferentes de las obtenidas en posición frontal, se considera que estos últimos nueve ensayos se realicen solo con fines de seguimiento.

Los posibles puntos de impacto a ensayar para el ensayo con el impactador simulador de torso deberán estar separados entre sí 165 mm como mínimo. Se situarán entre las líneas de referencia lateral a una distancia mínima de 82,5 mm de éstas. Además, dichos puntos se situarán en la zona comprendida desde la línea de borde delantero del capó hasta la línea de referencia trasera del capó. Por tanto, la delimitación de la zona de ensayo del simulador del torso sobre el capó quedará delimitada por las líneas de referencia lateral del vehículo, el borde delantero del capó y la línea de referencia trasera del capó. Sobre un plano que permita la vista de la planta del vehículo a ensayar se situarán las diversas líneas de referencia y distancias perimétricas.

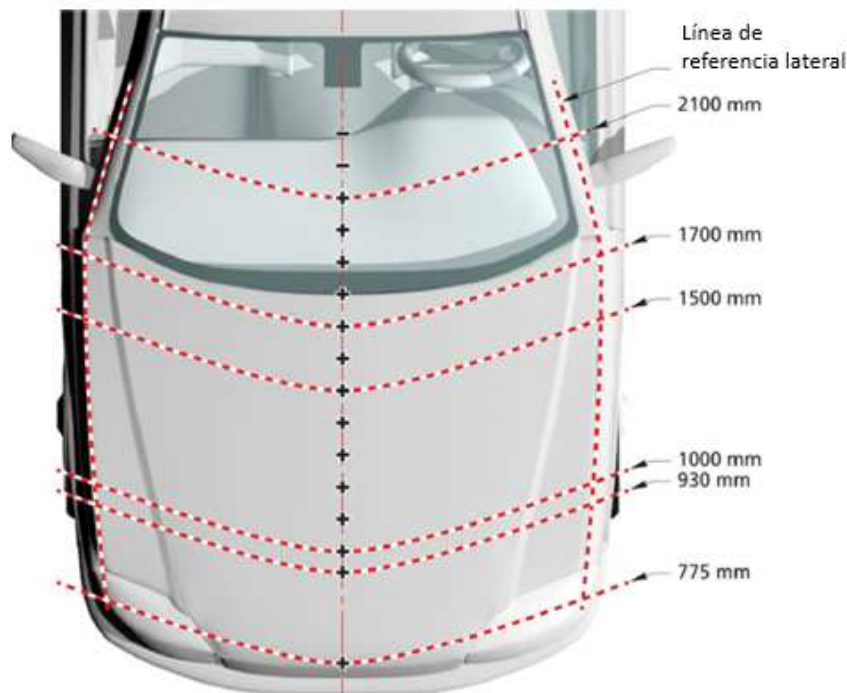
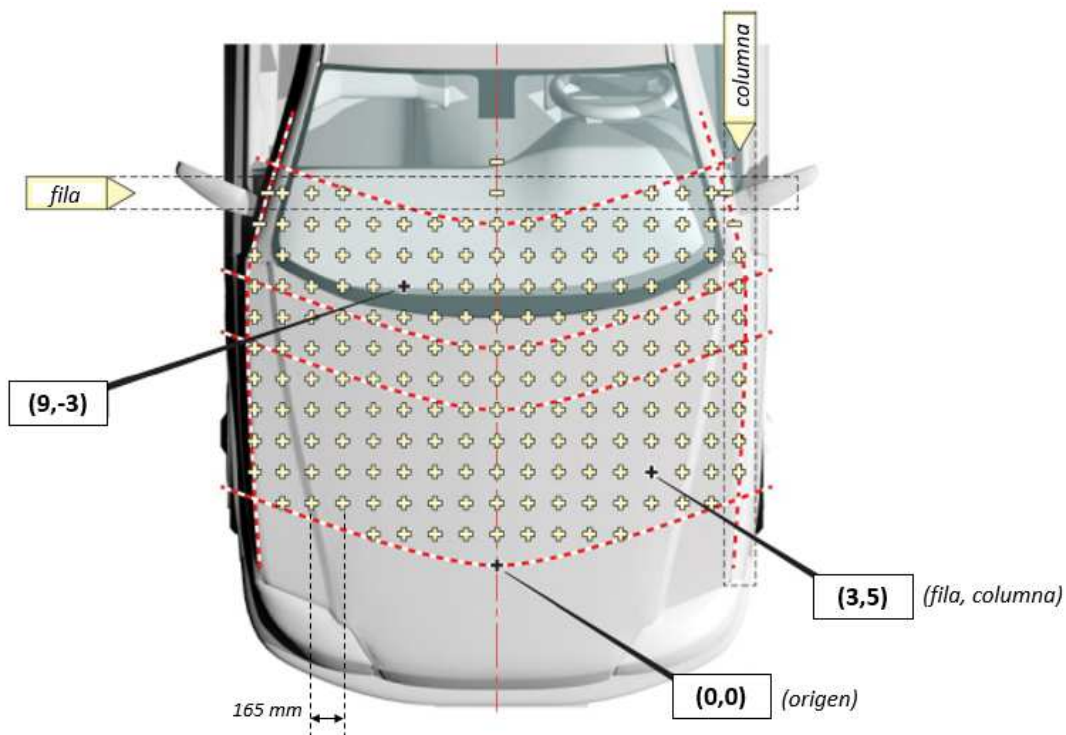


Figura 8.4. Delimitación de la zona de ensayo del capó.

Posteriormente, partiendo desde la línea central del capó hasta los laterales del capó, se identificarán los posibles puntos objetivo de ensayo para el impacto del simulador de torso sobre el capó.

La forma de identificar los puntos ensayados en el informe será en base a la división realizada sobre el capó para identificar los posibles puntos objetivo. Dado que los puntos posibles de ensayo tanto para la cabeza como para el torso deben estar separados entre sí mínimo 165 mm, este sistema de coordenadas específico creado sobre el capó servirá para poder identificar cualquier punto de ensayo situado sobre el capó en el informe de resultados. El punto de ensayo seleccionado se identificará mediante un sistema de filas y columnas para posicionarlo sobre el capó. El punto origen que servirá de referencia para toda la malla de puntos se situará en el borde delantero del capó, concretamente en su punto medio. Este punto será el (0,0). La fila correspondiente al borde delantero del capó será numerada como fila 0, e irán incrementándose en una unidad conforme se acerquen a la línea de referencia trasera del capó. En cuanto a las columnas, la columna origen situada en la línea central intermedia del capó será la columna 0. Las columnas situadas a su derecha se incrementarán en +1, mientras que las situadas a la izquierda de la línea central decrecerán en -1 en su numeración conforme se acerquen a los respectivos laterales del capó. Por tanto, cada posible punto objetivo de ensayo será identificado mediante la posición de su fila y columna ((fila, columna)) respecto al punto origen de la malla en la que está dividido el capó.



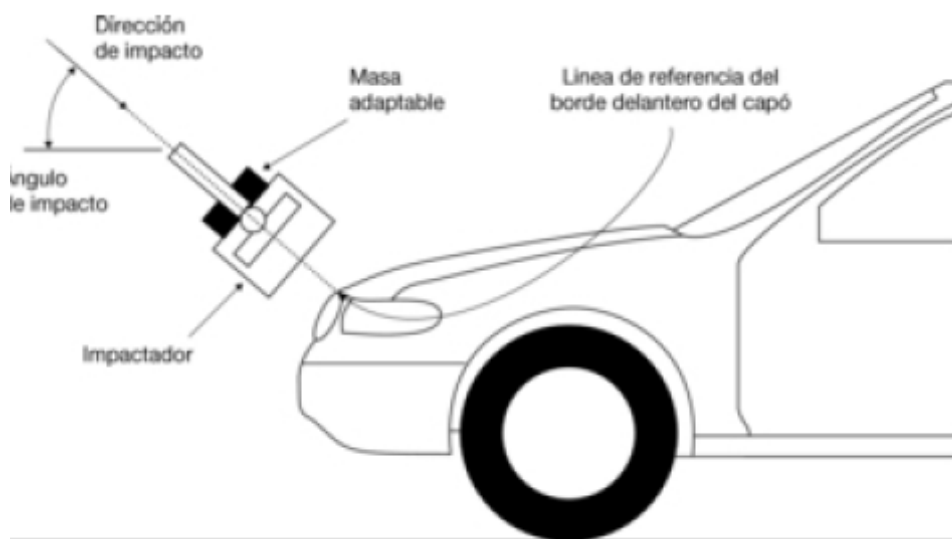
**Figura 8.5. Identificación de los puntos de ensayo.**

El ángulo de impacto del simulador de torso contra el capó será de 30° con respecto al nivel de referencia del suelo.

La velocidad de impacto del ensayo de simulador de torso será de 35 km/h. Si se desea optar a la posibilidad de obtener la categoría de protección A o B, estos mismos ensayos deberán ser repetidos para una velocidad de impacto de 40 km/h.

#### **8.5.5. Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó**

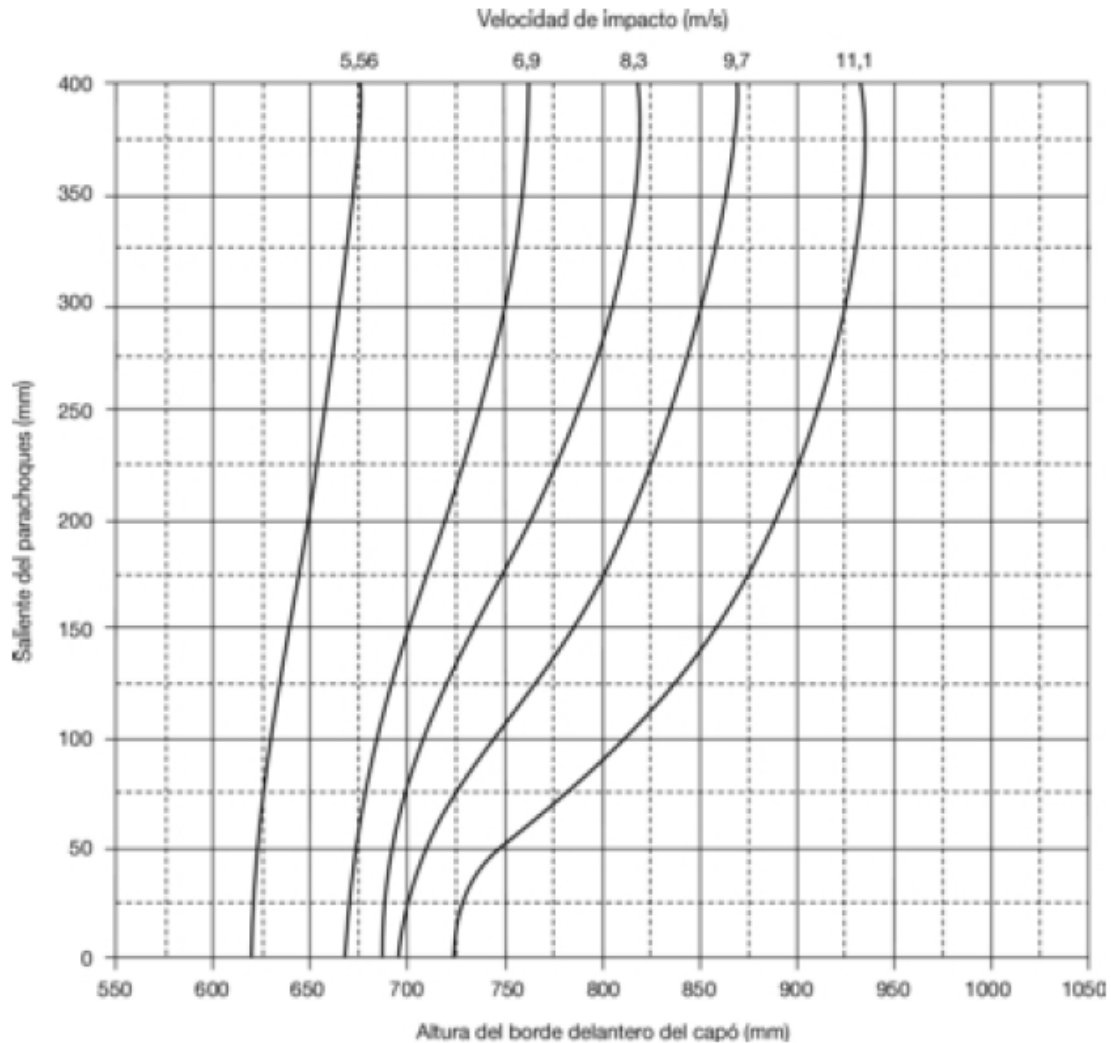
*“Se realizarán como mínimo tres ensayos de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó, uno con cada tercio (tercio central y tercios exteriores) del borde delantero del capó en aquellas posiciones consideradas susceptibles de causar lesiones. No obstante, el punto de ensayo de cada tercio se elegirá, siempre que sea posible, de forma que la energía cinética de impacto requerida sea superior a 200 J. Los puntos de ensayo seleccionados se separarán por una distancia mínima de 150 mm y se situarán entre los puntos de referencia angulares, como mínimo a 75 mm de ellos.” [135]*



**Figura 8.6. Ensayo del impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó [135].**

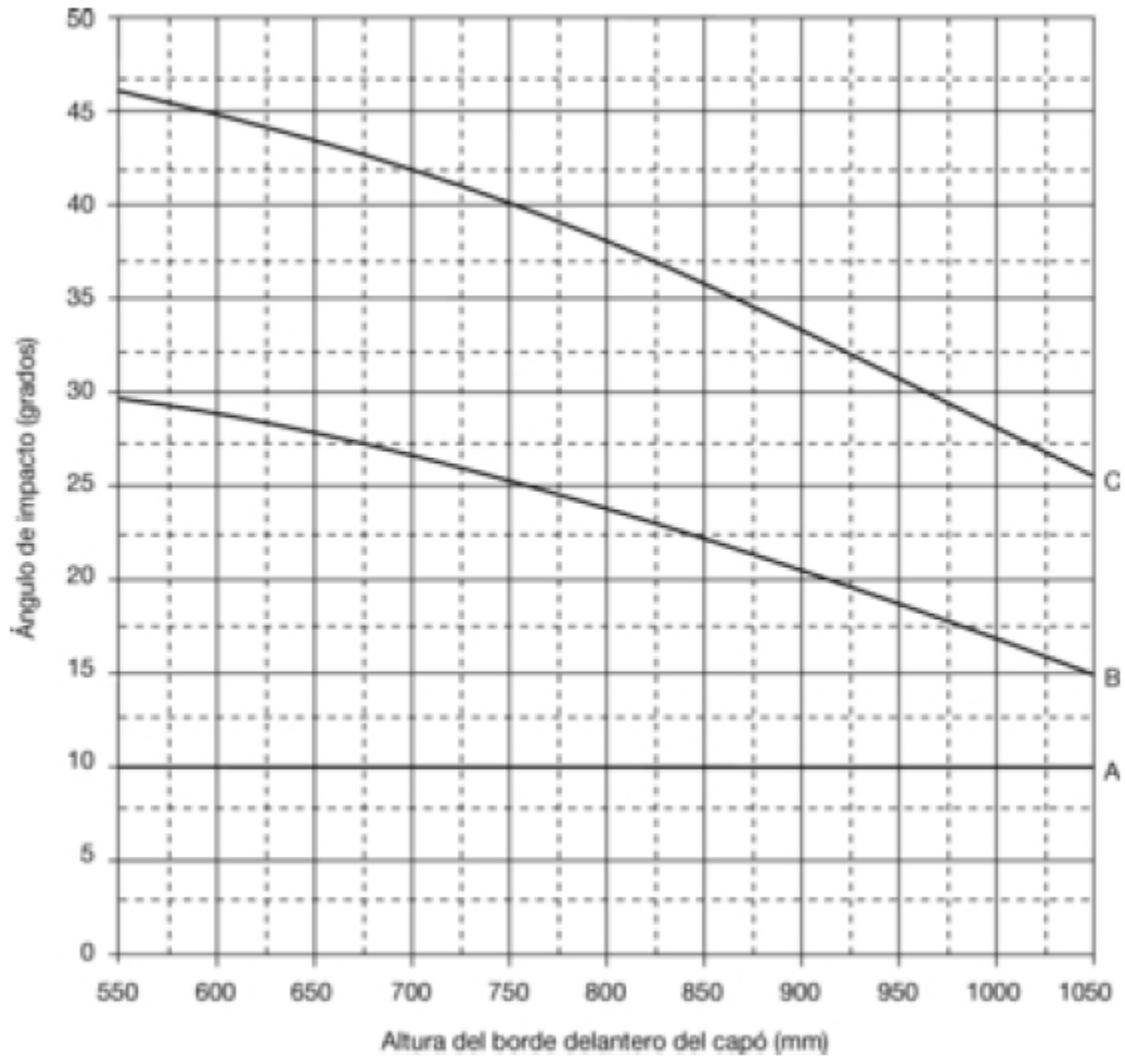
*“La velocidad y dirección del impacto, así como la masa del impactador simulador de muslo y cadera, se determinan de acuerdo a lo siguiente. La velocidad y la dirección de impacto dependerán de la altura del borde delantero del capó y del saliente del parachoques.” [135]* Para determinar la velocidad del ensayo se utilizará la Figura 8.7. Se deben tener en cuenta una serie de consideraciones a la hora de interpretar las curvas

mostradas en dicha figura. “Se debe interpolar horizontalmente entre las curvas. Para configuraciones por debajo de 5,56 m/s (20 km/h), el ensayo se realizará a 5,56 m/s (20 km/h). Para configuraciones por debajo de 11,1 m/s (40 km/h), el ensayo se realizará a 11,1 m/s (40 km/h).” Aquellos salientes de parachoques negativos se supondrán como saliente nulo. Mientras que aquellos salientes de parachoques que sean superiores a 400 mm se considerarán como salientes de 400 mm.



**Figura 8.7. Velocidad del ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135].**

Para determinar el ángulo con el que se debe lanzar el impactador de muslo y cadera se consultará la Figura 8.8. En dicha figura, la curva A corresponde con un saliente de parachoques de 0 mm, la curva B con un saliente de 50 mm y la curva C con un saliente de parachoques de 150 mm. Las curvas, en este caso, se deben interpolar verticalmente. Aquellos salientes de parachoques que sean negativos se supondrán como un saliente nulo. Los salientes de parachoques superiores a 150 mm se supondrán como salientes de 150 mm. Además, toda altura de borde delantero del capó que sea superior a 1.050 mm se supondrá como una altura de 1.050 mm.



**Figura 8.8.** Ángulo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135].

La masa del impactador simulador de muslo y cadera se calcula mediante la siguiente ecuación para considerar así la energía cinética del impactador requerida.

$$M = \frac{2E}{V^2}$$

**Ec. 25**

Donde  $M$  es la masa del impactador (en Kg),  $E$  es la energía del impacto (en J) y  $V$  es la velocidad (en m/s). La velocidad requerida será el valor obtenido de la Figura 8.7, mientras que la energía se obtendrá a partir de la Figura 8.9 según los valores de la altura del borde delantero del capó y del saliente del parachoques. En esta última figura, “la curva A pertenece a aquellos vehículos que presentan un saliente de parachoques de 50 mm, la curva B corresponde a un saliente de 100 mm, la curva C para 150 mm, la curva D para 250 mm y, finalmente, la curva E pertenece a vehículos con un saliente del parachoques

de 350 mm. En este caso, las curvas se deben interpolar verticalmente. Aquellos salientes de parachoques superiores 50 se asimilarán como salientes de 50 mm. Mientras que los salientes de parachoques superiores a 350 mm se supondrán salientes de 350 mm. Además, toda altura de borde delantero del capó superior a 1.050 mm se supondrá como una altura de 1.050 mm. En caso de requerirse una energía cinética superior a 700 J, el ensayo se efectuará a 700 J. Si se requiriese una energía cinética igual o inferior a 200 J, no será necesario realizar este ensayo.” [135].

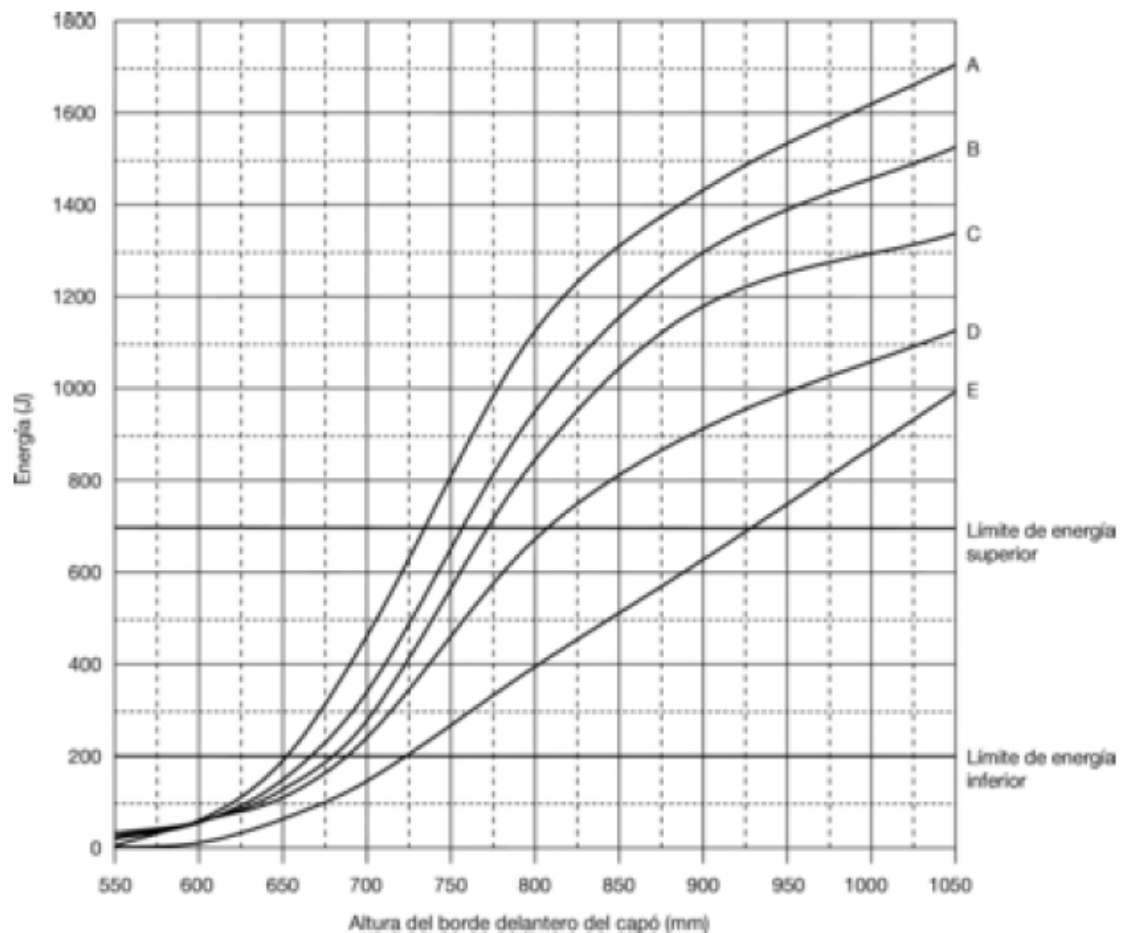


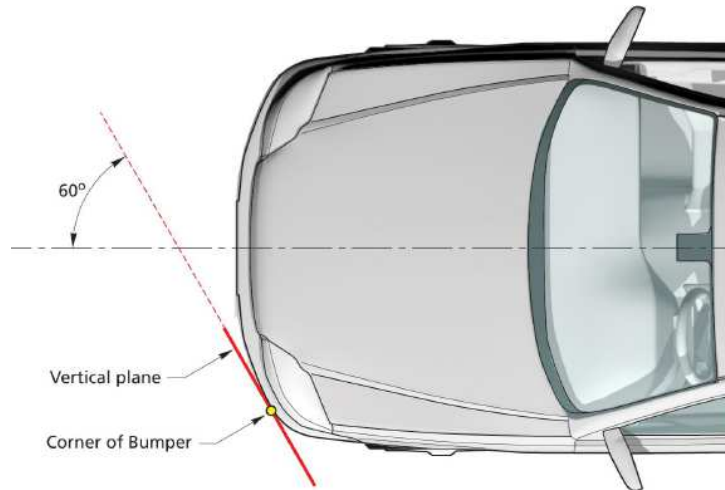
Figura 8.9. Energía cinética del ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó en función de la forma del vehículo [135].

### 8.5.6. Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el parachoques

“Este ensayo es aplicable a aquellos vehículos que presentan una altura inferior del parachoques igual o superior a 500 mm. Para aquellos otros vehículos que presenten una altura inferior del parachoques igual o mayor de 425 mm pero menor de 500 mm, el fabricante podrá elegir llevar a cabo el ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques. En vehículos con una altura inferior del parachoques menor de 425 mm, se llevará a cabo el ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques.

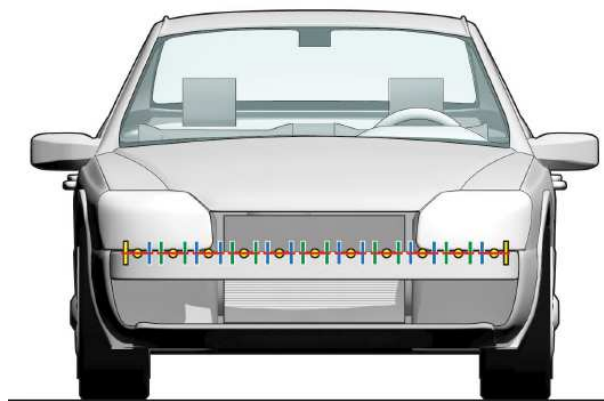


*Se realizarán como mínimo tres ensayos de impacto del simulador de pierna contra el parachoques, uno con cada tercio (tercio central y tercios exteriores) del parachoques en las posiciones consideradas más susceptibles de causar lesiones. Los puntos de ensayo seleccionados estarán separados por una distancia mínima de 132 mm y se situarán entre los ángulos definidos del parachoques a 66 mm de éstos como mínimo. El área de ensayo sobre el parachoques se encuentra limitada por las esquinas o puntos extremos del parachoques.” [135].*



**Figura 8.10. Determinación de la esquina del parachoques [174].**

Los posibles puntos de ensayo se empezarán a marcar desde el centro del parachoques hacia los laterales.



**Figura 8.11. Puntos objetivo de ensayo de impacto con simulador de pierna en parachoques.**

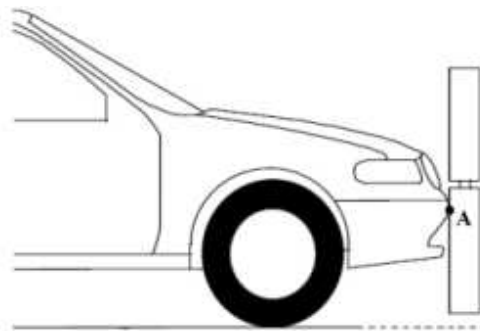
*“El eje del simulador de muslo y cadera se situará en posición vertical en el momento del primer impacto. En dicho momento, la línea central del impactador deberá coincidir con un punto equidistante verticalmente entre las líneas de referencia superior e inferior del parachoques.*

La velocidad del impactador de muslo y cadera al golpear el parachoques será de 40 km/h.” [135].

### 8.5.7. Ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques

“Este ensayo es aplicable a los vehículos con una altura inferior del parachoques menor de 425 mm. Para aquellos vehículos que presenten una altura inferior del parachoques igual o mayor de 425 mm pero menor de 500 mm, el fabricante podrá elegir llevar a cabo el ensayo de simulador de muslo y cadera contra parachoques. En los vehículos con una altura igual o superior a 500 mm, se aplicará el ensayo de simulador de muslo y cadera contra parachoques.” [135].

Se llevarán a cabo como mínimo tres ensayos de impacto con el simulador de pierna contra la zona del parachoques. Cada uno de estos tres ensayos se realizará con un tercio distinto del parachoques (tercio central y tercios exteriores) en aquellas posiciones más susceptibles de provocar lesiones. Los posibles puntos de impacto a ensayar deberán estar separados entre sí 132 mm como mínimo. Además, dichos puntos se situarán entre los ángulos correspondientes del parachoques a una distancia mínima de 66 mm de los mismos. Por tanto, para definir en el informe de ensayos el punto de impacto seleccionado, se procederá a dividir el parachoques de forma similar a como se realizó con el capó. En este caso, el punto de impacto se localiza en la línea central del parachoques. Esta línea será dividida, partiendo de su punto intermedio hacia los laterales del parachoques, en puntos separados entre sí 132 mm. El punto intermedio de la línea central del parachoques se identificará como el punto 0. Las posiciones situadas a la derecha de este punto origen se incrementarán en +1 conforme se acerquen hacia el extremo del parachoques. Mientras que las posiciones situadas a la izquierda del punto origen, se decrementarán en -1 conforme se desplacen hacia el otro extremo del parachoques.



**Figura 8.12. Posicionamiento del impactador simulador de pierna contra el parachoques** [114].

La dirección de la velocidad del impacto coincidirá con el plano horizontal. Por otro lado, el eje principal del simulador de la pierna se posicionará perpendicularmente al plano

horizontal. En el primer contacto entre pierna y parachoques, la base del simulador deberá estar a 25 mm del nivel de referencia del suelo. En este caso, el impactador de pierna se posiciona de forma lateral con respecto a la parte delantera del vehículo. Con el modelo de impactador simulador de pierna actual no tendría sentido modificar esta posición de ensayo puesto que está diseñado para medir de forma lateral. No obstante, si se utilizase otro modelo de impactador simulador de pierna que incorporase intrumentación sensible a la dirección de impacto considerando la diferente tolerancia al impacto en la zona de la rodilla (como es el caso del impactador Flex-PLI), se propone repetir estos mismos ensayos para atropello frontal.

La velocidad del impactador al golpear el parachoques será de 40 km/h.

## **8.6. Parámetros de salida y requerimientos de criterios de comportamiento**

### ***8.6.1. Ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo***

En el informe de ensayo se indicará la localización de los puntos de impacto ensayados.

Para evaluar la severidad de lesión de la cabeza, se registrarán las resultantes aceleración-tiempo y se calculará el HIC. Los valores límite de los criterios de protección de la cabeza (HIC) no deberán superar el valor de 1.000 para la zona de impacto HIC1000, así como tampoco deberá exceder el valor de 1.700 para la zona de impacto HIC1700.

De manera opcional, se podrá evaluar el daño experimentado en el cuello del modelo de peatón mediante la obtención del criterio de lesión del cuello  $N_{ij}$ . Este parámetro de lesión puede ser calculado a partir de los valores registrados de fuerza de tensión, fuerza de compresión y momento flector del movimiento de extensión (hacia atrás) o flexión (hacia delante) del cuello. El nivel de tolerancia del cuello para la compresión axial presenta un valor límite de 4,8 kN, mientras que la carga a tensión presenta su umbral de daño situado en 4 kN. El momento flector debido a un movimiento de extensión supone un valor de referencia de daño de 125 Nm, mientras que a flexión aumenta hasta 310 Nm. Se establece un valor umbral de daño para el criterio  $N_{ij}$  de 1,00.

Para evaluar el daño sufrido por un peatón en el tórax, se registrarán las resultantes aceleración-tiempo en el centro de gravedad del torso del dummy, así como la deflexión máxima registrada en la caja torácica. La compresión del torso en el tiempo permitirá calcular posteriormente el criterio de viscosidad. Se establecen como valores umbrales de daño admitidos los siguientes: 60 g's para la aceleración máxima medida en el centro de gravedad del torso, 50 mm para la deflexión torácica en el caso de un modelo de peatón con las características antropométricas del *Hybrid III 50th Male* y un máximo de 1,0 m/s para el criterio de viscosidad.

En lo que respecta a la severidad de daño en la pelvis, se registrarán los valores de fuerza axial en el fémur a tracción y fuerza a compresión. La fuerza resultante no excederá el valor de 5 kN. Asimismo, se registrará el momento flector experimentado en la pelvis del dummy, que no deberá superar los 300 Nm.

Finalmente, para evaluar la severidad de daño en las extremidades inferiores se registrarán la fuerza axial, la fuerza transversal y el momento flector tanto del fémur como de la tibia. Asimismo, se registrarán la fuerza de cizallado y el momento flector experimentados en la articulación de la rodilla. Los valores umbrales de daño para el fémur son: 10 kN para la fuerza axial, 3,9 kN para la fuerza transversal y 320 Nm para el momento flector. Los valores umbrales de daño para la tibia son: 10,4 kN para la fuerza axial, 4,7 kN para la fuerza transversal y 317 Nm para el momento flector. Los valores umbrales de daño a considerar en la articulación de la rodilla son: 3,1 kN para la fuerza de cizallado y 410 Nm para el momento flector.

### 8.6.2. Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el capó

En el informe de ensayo se indicará la localización de los puntos de impacto ensayados.

Se registrarán las resultantes aceleración-tiempo y se obtendrá el valor de HIC.

Los valores límite de los criterios de protección de la cabeza (HIC) no deberán superar 1.000 para la zona de impacto HIC1000, así como tampoco deberá exceder el valor de 1.700 para la zona de impacto HIC1700. La delimitación de la zona de impacto de la parte superior del capó se basará en un plano proporcionado por el fabricante visto desde un plano horizontal paralelo al plano horizontal del vehículo.

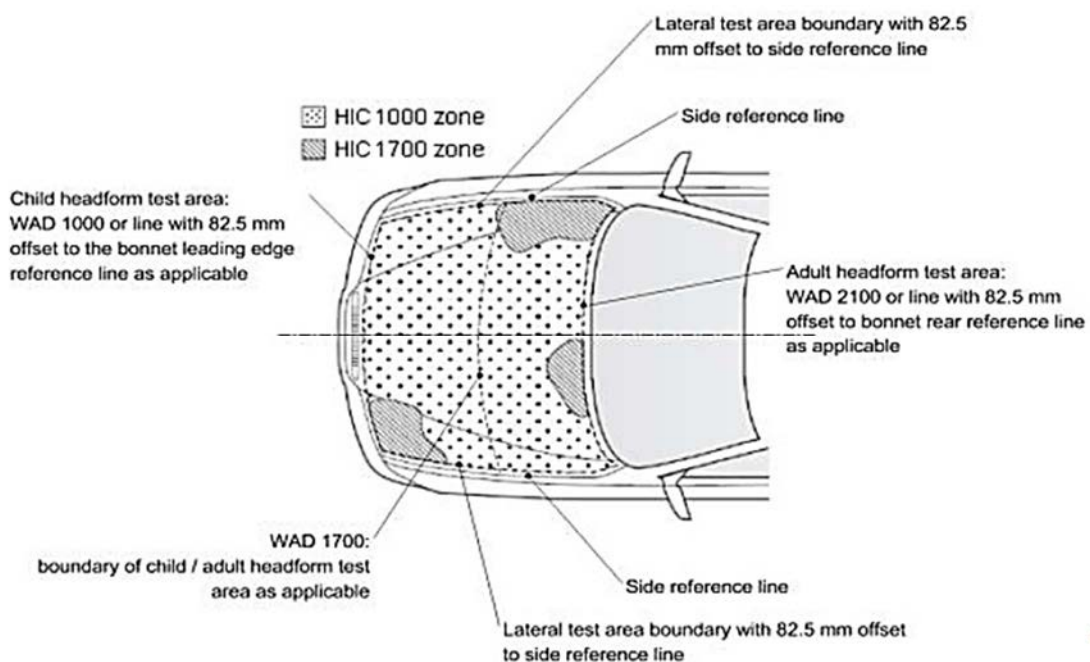


Figura 8.13. Determinación de las zonas HIC 1000 y HIC 1700 en el ensayo de impacto de la cabeza [114].

El HIC registrado no excederá de 1.000 en la mitad de la zona de ensayo del simulador de cabeza de niño y, además, no excederá de 1.000 en dos tercios de las zonas de ensayo combinadas de los simuladores de cabeza de niño y cabeza de adulto. El HIC de las demás zonas no excederá de 1.700 en ambos simuladores de cabeza.

#### ***8.6.3. Ensayo de impacto del simulador de cabeza contra el parabrisas***

En el informe de ensayo se indicarán los puntos ensayados. Se registrarán las resultantes aceleración-tiempo y se calculará el HIC. El criterio de comportamiento de la cabeza HIC se registrará y se comparará con un valor límite aceptable de 1.000. Este ensayo se llevará a cabo solo con fines de seguimiento.

#### ***8.6.4. Ensayo de impacto del simulador de torso contra el capó***

En el informe de ensayo se indicará la localización de los puntos de impacto ensayados. Se registrarán las resultantes aceleración-tiempo en el tórax y el valor de deflexión de la caja torácica. Con el conocimiento de la deflexión en el tiempo se calculará el criterio de viscosidad. La aceleración registrada en el pecho no será superior a 60 g's, el valor de deflexión no excederá de 50 mm, mientras que el criterio de viscosidad deberá ser inferior a 1,0 m/s.

#### ***8.6.5. Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el borde delantero del capó***

En el informe de ensayo se indicarán los puntos ensayados. La suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 5 kN, y el momento flector del impactador no superará los 300 Nm. Este ensayo se llevará a cabo solo con fines de seguimiento.

#### ***8.6.6. Ensayo de impacto del simulador de muslo y cadera contra el parachoques***

En el informe de ensayo se indicarán los puntos ensayados. La suma instantánea de las fuerzas de impacto respecto al tiempo no será superior a 7,5 kN, y el momento de flexión del impactador no superará los 510 Nm.

#### ***8.6.7. Ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques***

En el informe de ensayo se indicarán los puntos ensayados.

El ángulo máximo de flexión dinámica registrado en la rodilla no podrá exceder los 19°, el desplazamiento máximo de rotura dinámica de la rodilla no deberá exceder los 6 mm y la aceleración medida en el extremo superior de la tibia no superará los 170 g's.

Además, el fabricante podrá especificar anchuras de ensayo del parachoques de hasta 264 mm en total, donde la aceleración medida en el extremo superior de la tibia no superará los 250 g's.

## 8.7. Resumen de los ensayos del procedimiento propuesto de homologación

En la Figura 8.14 se muestran las características principales de los ensayos requeridos en la reglamentación actual en materia de protección al peatón, donde se evalúa la gravedad de lesión en la cabeza y en las extremidades inferiores mediante ensayos físicos.

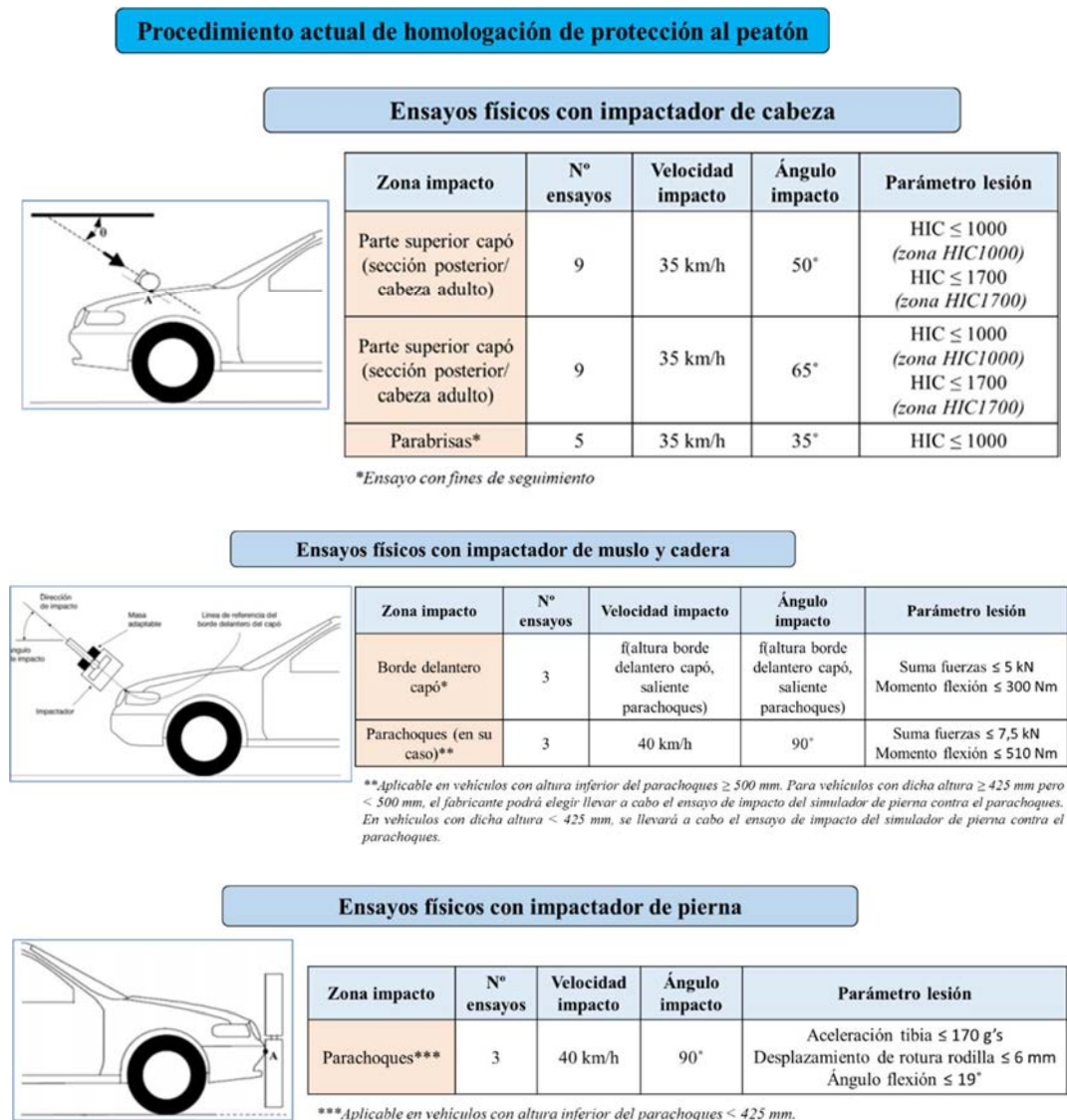


Figura 8.14. Procedimiento actual de homologación de protección al peatón.

La reglamentación actual realiza los diferentes ensayos de impacto de forma experimental. En este trabajo, se propone que el fabricante pueda decidir entre llevar a cabo una homologación completamente virtual, o bien una homologación híbrida (en la que parte de los ensayos serán realizados de forma física mientras que el resto será llevado a cabo mediante ensayos virtuales) (ver Figura 8.15).

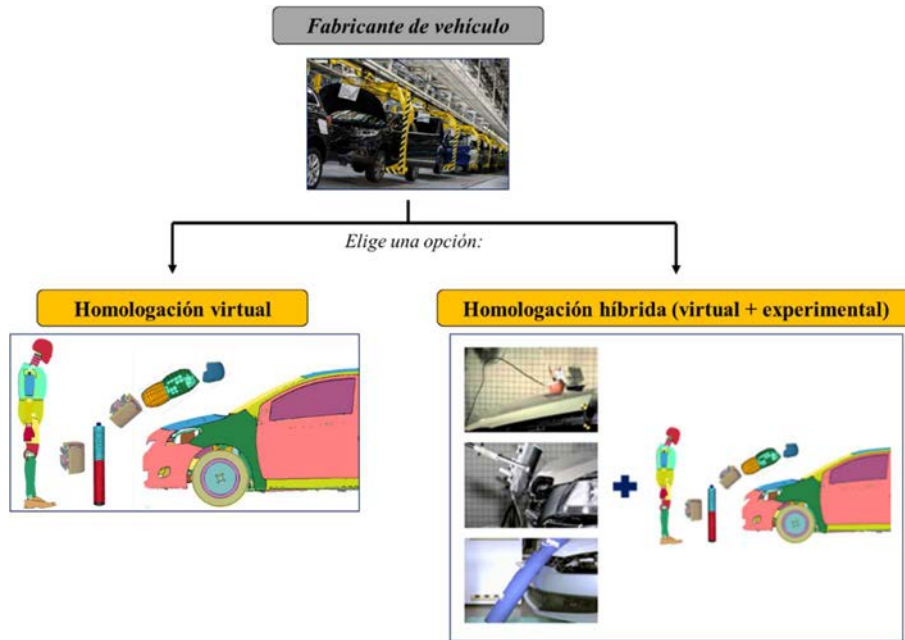


Figura 8.15. Homologación virtual frente a homologación híbrida.

Se propone también que el fabricante pueda elegir entre llevar a cabo los ensayos virtuales con un dummy de cuerpo completo, o bien mediante impactadores de regiones anatómicas aisladas (ver Figura 8.16).

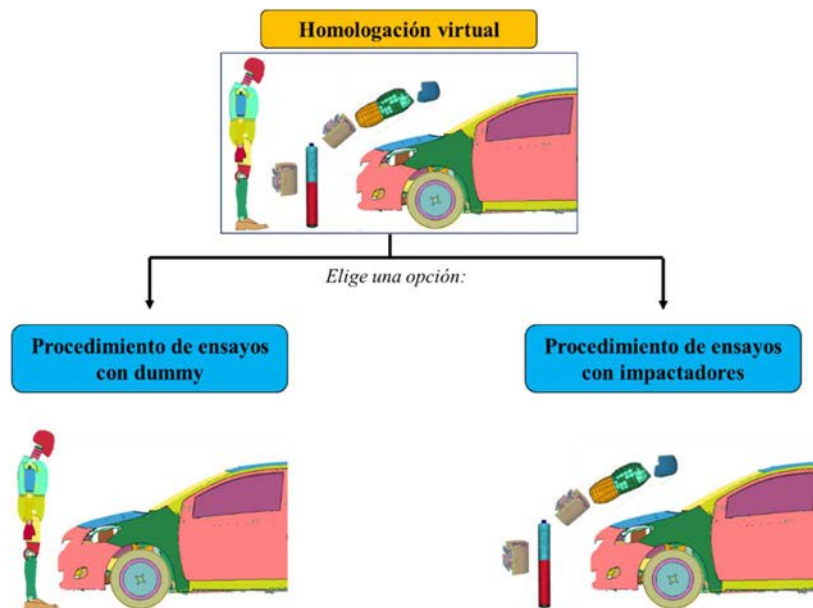
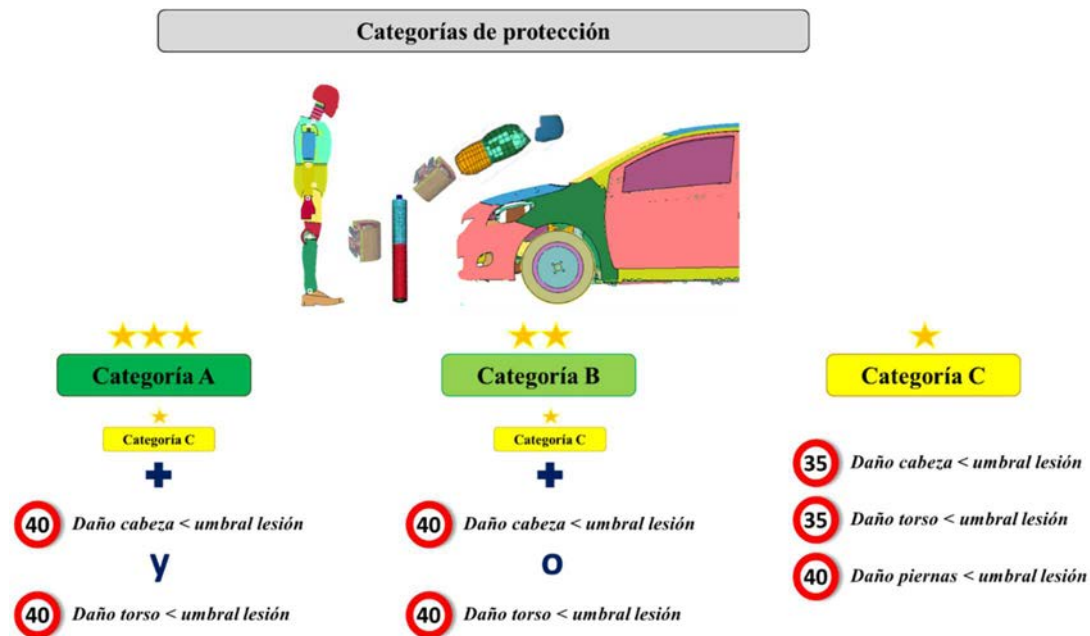


Figura 8.16. Procedimiento de homologación virtual mediante un dummy y Procedimiento de homologación virtual mediante impactadores.



Dado que en este trabajo se propone ensayar a varias velocidades para así forzar el impacto del torso y de la cabeza del dummy sobre las diferentes zonas del capó, se proponen tres categorías que reflejarán la protección que es capaz de ofrecer un determinado modelo de vehículo en lo que a protección al peatón se refiere (ver Figura 8.17).

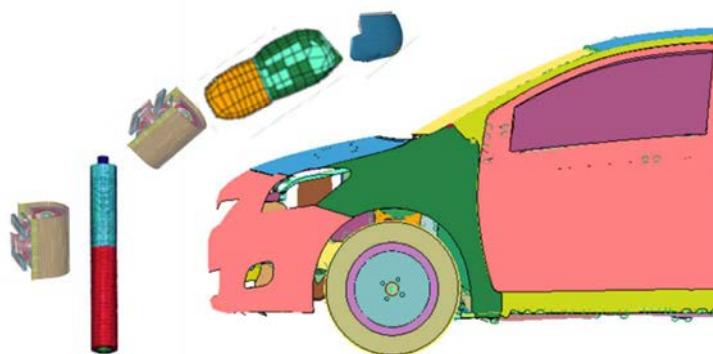


**Figura 8.17. Categorías de protección propuestas en el Procedimiento de homologación virtual.**

En la Figura 8.18 se exponen las condiciones de ensayo del procedimiento propuesto en este trabajo para llevar a cabo una homologación con impactadores de regiones anatómicas aisladas. Se ha remarcado en color rojo aquellas condiciones de ensayo que varían respecto a la reglamentación actual. La principal aportación consiste en el ensayo propuesto para evaluar la gravedad de lesión en la zona torácica del peatón en caso de atropello.

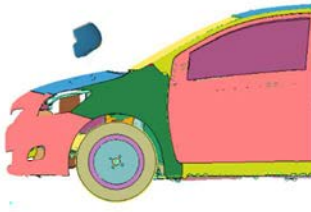
**Procedimiento propuesto de homologación de protección al peatón**

**Ensayos virtuales con impactadores**





### Ensayos virtuales con impactador de cabeza

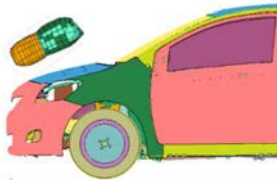


Zona impacto	Nº ensayos	Velocidad impacto	Ángulo impacto	Parámetro lesión
Parte superior capó (sección posterior/cabeza adulto)	9	35 km/h**	50°	HIC ≤ 1000 (zona HIC1000) HIC ≤ 1700 (zona HIC1700)
Parte superior capó (sección posterior/cabeza adulto)	9	35 km/h**	65°	HIC ≤ 1000 (zona HIC1000) HIC ≤ 1700 (zona HIC1700)
Parabrisas*	5	35 km/h	35°	HIC ≤ 1000

\*Ensayo con fines de seguimiento

**\*\*Estos ensayos son para requisitos mínimos de homologación (categoría de protección C). Si se desea optar a categoría de protección A o B → estos ensayos se deberán repetir a 40 km/h.**

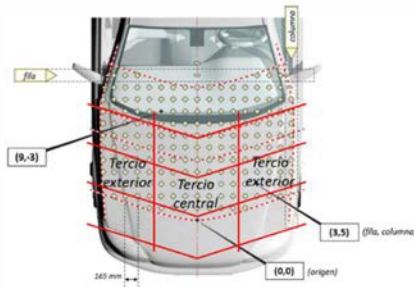
### Ensayos virtuales con impactador de torso



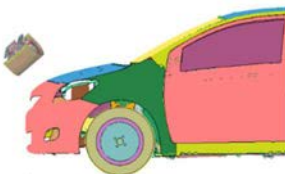
Posición torso	Zona impacto	Nº ensayos	Velocidad impacto	Ángulo impacto	Parámetro lesión
Frontal	Tercios centrales del capó	3	35 km/h**	30°	Aceleración torso ≤ 60 g's Compresión torácica ≤ 50 mm Criterio viscosidad ≤ 1,0 m/s
	Tercios exteriores del capó	6	35 km/h**	30°	
Lateral	Tercios centrales del capó	3	35 km/h**	30°	Aceleración torso ≤ 60 g's Compresión torácica ≤ 50 mm Criterio viscosidad ≤ 1,0 m/s
	Tercios exteriores del capó	6	35 km/h**	30°	
De espaldas*	Tercios centrales del capó	3	35 km/h	30°	Aceleración torso ≤ 60 g's Compresión torácica ≤ 50 mm Criterio viscosidad ≤ 1,0 m/s
	Tercios exteriores del capó	6	35 km/h	30°	

\*Ensayo con fines de seguimiento

**\*\*Estos ensayos son para requisitos mínimos de homologación (categoría de protección C). Si se desea optar a categoría de protección A o B → estos ensayos se deberán repetir a 40 km/h.**



### Ensayos virtuales con impactador de muslo y cadera



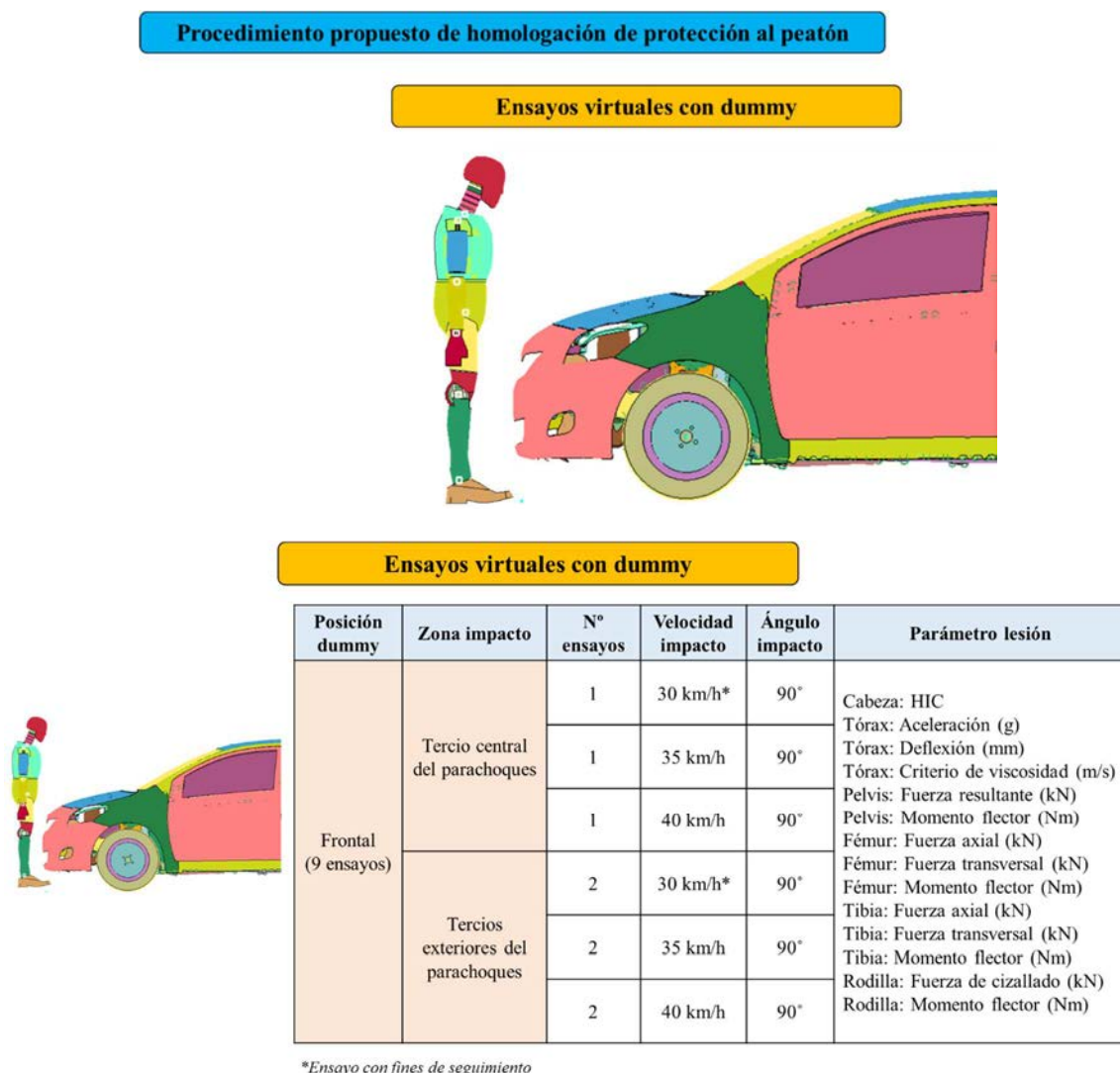
Zona impacto	Nº ensayos	Velocidad impacto	Ángulo impacto	Parámetro lesión
Borde delantero capó*	3	f(altura borde delantero capó, saliente parachoques)	f(altura borde delantero capó, saliente parachoques)	Suma fuerzas ≤ 5 kN Momento flexión ≤ 300 Nm
Parachoques (en su caso)**	3	40 km/h	90°	Suma fuerzas ≤ 7,5 kN Momento flexión ≤ 510 Nm

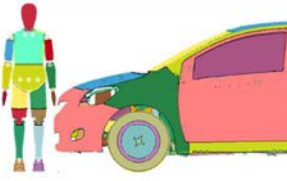
**\*\*Aplicable en vehículos con altura inferior del parachoques ≥ 500 mm. Para vehículos con dicha altura ≥ 425 mm pero < 500 mm, el fabricante podrá elegir llevar a cabo el ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques. En vehículos con dicha altura < 425 mm, se llevará a cabo el ensayo de impacto del simulador de pierna contra el parachoques.**



**Figura 8.18. Procedimiento de homologación virtual propuesto mediante impactadores.**

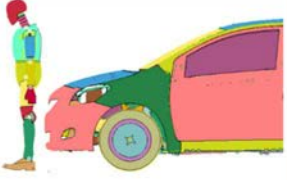
En la Figura 8.19 se resumen las condiciones de ensayo del procedimiento propuesto en este trabajo para llevar a cabo una homologación virtual, en este caso, con un dummy de cuerpo completo.





Posición dummy	Zona impacto	Nº ensayos	Velocidad impacto	Ángulo impacto	Parámetro lesión
Lateral (9 ensayos)	Tercio central del parachoques	1	30 km/h*	90°	Cabeza: HIC
		1	35 km/h	90°	Tórax: Aceleración (g)
		1	40 km/h	90°	Tórax: Deflexión (mm)
	Tercios exteriores del parachoques	2	30 km/h*	90°	Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)
		2	35 km/h	90°	Pelvis: Fuerza resultante (kN)
		2	40 km/h	90°	Pelvis: Momento flector (Nm)

\*Ensayo con fines de seguimiento



Posición dummy	Zona impacto	Nº ensayos	Velocidad impacto	Ángulo impacto	Parámetro lesión
De espaldas (9 ensayos)	Tercio central del parachoques	1	30 km/h*	90°	Cabeza: HIC
		1	35 km/h	90°	Tórax: Aceleración (g)
		1	40 km/h	90°	Tórax: Deflexión (mm)
	Tercios exteriores del parachoques	2	30 km/h*	90°	Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)
		2	35 km/h	90°	Pelvis: Fuerza resultante (kN)
		2	40 km/h	90°	Pelvis: Momento flector (Nm)

\*Ensayo con fines de seguimiento

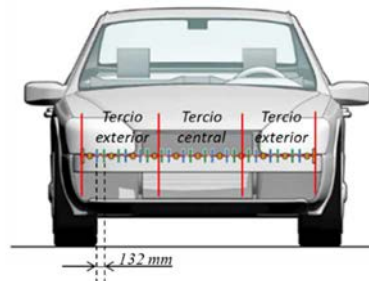


Figura 8.19. Procedimiento de homologación virtual propuesto mediante un dummy.



## *Capítulo IX*

# **9. Conclusiones y trabajos futuros**

En este capítulo se detallan las principales conclusiones extraídas tras la investigación llevada a cabo a lo largo del desarrollo de este trabajo. Asimismo, se definen una serie de propuestas que podrían ser evaluadas en futuros trabajos con el objetivo de ampliar las conclusiones obtenidas.

### **9.1. Conclusiones**

Esta tesis doctoral comenzó con una evaluación de la situación de la seguridad vial en la actualidad. Tras revisar estadísticas de siniestros viales a nivel mundial, europeo y más detalladamente en España, se consiguió alcanzar el primero de los objetivos pretendidos con este trabajo. Se logró cuantificar la magnitud del problema del atropello dentro de los diversos tipos de siniestros viales que pueden darse. Se observó que prácticamente la mitad de las muertes ocurridas a nivel mundial corresponden a los llamados usuarios vulnerables de la vía pública, entre los cuales el peatón se convierte en el eslabón más débil al ser el usuario más desprotegido ante un posible impacto. Los peatones concentran casi la cuarta parte de las muertes. Se observó también que el número de fallecidos debido a colisiones de vehículos desciende de forma más rápida de lo que lo hace el número de fallecidos como consecuencia de un atropello. De hecho, en España en 2015 aumentó un 9% el número de peatones fallecidos. Por tanto, el atropello se convierte en el tipo de siniestro vial más letal, de forma que centrar la atención en proteger a este tipo de usuario se traduciría en significativos descensos de la cifra global de fallecidos y heridos graves, o al menos se lograrían paliar las importantes secuelas de un atropello. No sólo se deben tener en cuenta las muertes, sino que a la alta tasa de fallecidos se deben sumar millones de personas que, aún habiendo sobrevivido al accidente, sufren considerables secuelas. En consecuencia, los atropellos suponen, además de un enorme coste social, importantes costes económicos para los países, especialmente en aquellos de ingresos medios y bajos. El conocimiento de la magnitud que implica el problema del atropello es lo que motiva que esta investigación se haya centrado en este tipo de siniestro vial.

Posteriormente, mediante una profunda revisión de estudios experimentales disponibles en la literatura, se consiguió conocer la biomecánica lesional de un atropello así como el fenómeno físico que comprende. Se observó que las zonas más frecuentemente dañadas

como consecuencia de un atropello son la cabeza y las extremidades inferiores. Sin embargo, mientras que la cabeza resulta ser una zona vital para la supervivencia del peatón, las extremidades inferiores apenas tienen repercusión en los atropellos mortales. No obstante, las lesiones sufridas en las piernas pueden desembocar en importantes secuelas y/o largos periodos de rehabilitación (especialmente, las lesiones localizadas en la zona de la rodilla), que pueden reducir de forma significativa la calidad de vida de la víctima. Esta revisión de la literatura permitió además conocer que, aunque la dinámica del atropello puede verse afectada por diferentes factores, la secuencia de eventos de un atropello suele seguir en la mayoría de los casos un patrón que permite identificar la trayectoria post-impacto que experimenta el peatón dentro de cinco tipologías básicas de atropello: envolvimiento, proyección hacia delante, volteo sobre la aleta, volteo sobre el techo y salto mortal. Identificar el tipo de atropello es esencial porque determinará la distribución de lesiones sobre el cuerpo del peatón.

Esta revisión de estudios previos también permitió identificar qué factores eran los más influyentes en la severidad de un atropello como, por ejemplo, la velocidad de impacto, la posición del peatón respecto al frontal del vehículo o el diseño de la parte delantera del vehículo. Esto sirvió para que precisamente estos factores fuesen los elegidos para analizar posteriormente la severidad de lesión bajo diversos escenarios de atropello mediante la realización de ensayos virtuales.

Además, se profundizó en el estudio de las diversas escalas que permiten evaluar la gravedad de un paciente o víctima que ha sufrido múltiples traumatismos, como ocurre en el caso de un atropello. Aunque la escala de severidad AIS es la más utilizada en las investigaciones sobre accidentes de tráfico a nivel mundial, sólo era efectiva si se pretendía analizar lesiones aisladas. Sin embargo, si se trata de valorar la severidad global de un atropello teniendo en cuenta todas las regiones anatómicas en su conjunto, esta escala no resultaba útil. Para solventar este problema, se recomendaba utilizar la escala ISS o, su versión mejorada, la escala NISS. Tras una revisión de estudios realizados con estas dos últimas escalas, se concluyó que la escala que debía ser utilizada para asegurar un pronóstico correcto de la gravedad sería la NISS. Asimismo, la investigación sobre conclusiones de trabajos disponibles en la literatura, permitió conocer los diferentes tipos de lesiones que podrían darse en las distintas regiones corporales, así como los diversos mecanismos lesionales que las producían y los criterios de lesión que podían ser utilizados para valorar su gravedad. Todo este conocimiento permitió saber cómo estudiar de forma eficaz y fiable una muestra de atropellos reales en una fase posterior de la tesis.

Respecto a la investigación realizada en base a los criterios de comportamiento biomecánico, se concluyó que el actual criterio de lesión cerebral utilizado en la normativa de homologación debería ser revisado. Éste no tiene en cuenta ni la aceleración rotacional de la cabeza ni la localización del impacto sobre la bóveda craneal, siendo ambos factores totalmente influyentes en la severidad de lesión cerebral. En cuanto a los criterios de lesión torácica, se estableció que los que permitían evaluar el riesgo de lesión en la zona torso-abdominal de un peatón de forma efectiva y que además pueden ser medidos con la instrumentación actual que presenta el dummy mayoritariamente

utilizado, consisten básicamente en el valor de aceleración máxima que experimenta el centro de gravedad del torso junto con el valor de la compresión de la caja torácica. No obstante, cabe recalcar que el daño sufrido en el tórax no viene determinado tanto por la tolerancia al impacto de su estructura ósea sino por la tolerancia a los mecanismos de aceleración y desaceleración que sufren los órganos internos. El único criterio de lesión que es capaz de evaluar este daño es el criterio de viscosidad, que puede obtenerse a partir de la deflexión torácica en el tiempo. Por otro lado, se ha concluido que existe controversia con el impactador de pierna utilizado actualmente en la reglamentación, puesto que no es sensible a la dirección de impacto. Sin embargo, la tolerancia que presentan los ligamentos de la rodilla es muy diferente dependiendo de la dirección del impacto. Se han identificado, también, los umbrales de lesión tolerables por las diferentes regiones anatómicas.

Una vez conocida la magnitud del problema del atropello y comprendido el fenómeno físico y comportamiento biomecánico de este tipo de siniestro vial, se identificó el diseño del vehículo como un factor determinante en la gravedad del atropello. La reglamentación que recoge los ensayos de homologación es la encargada de verificar si un determinado modelo de vehículo cumple con los requerimientos mínimos en materia de protección al peatón. De ahí que otro de los objetivos planteados al inicio de la tesis consistiera en determinar si los actuales ensayos de homologación reflejaban la realidad del atropello. Para comprobar esto, se analizó una muestra de datos de atropellos reales. De este análisis se concluyó que las lesiones en la zona torso-abdominal influyen de forma significativa en la probabilidad de supervivencia de un peatón, incluso hasta el mismo nivel de importancia que supone la cabeza. Sin embargo, la normativa de homologación sólo considera que un vehículo debe cumplir unos requisitos mínimos de seguridad en lo que respecta a la protección de la cabeza y las extremidades inferiores. La zona torácica, en cambio, sólo es tenida en cuenta en homologación en las pruebas de protección del ocupante de un vehículo. Por tanto, este análisis de la muestra de atropellos reales permitió detectar carencias existentes en la actual reglamentación, identificándose así la necesidad de diseño de un procedimiento de homologación que evalúe la zona torácica.

Paralelamente, se observó que los ensayos de homologación de protección al peatón eran ensayos enormemente costosos debido a que deben ser repetidos numerosas veces y además se trata de ensayos destructivos. Se planteó entonces la posibilidad de que parte de estos ensayos, o bien la totalidad de ellos, fuesen realizados de forma virtual dadas las diversas ventajas que puede aportar la simulación informática. De hecho, se identificaron Directivas y Reglamentos que permiten la opción de utilizar ensayos virtuales en la homologación. Además, se consultaron estudios que aseguran que la implementación de la homologación virtual supondría claros beneficios tanto en tiempo como en coste, especialmente en ensayos de tipo repetitivo como es el caso de los de protección al peatón. Esto, unido al creciente interés por la implementación de las técnicas virtuales en la industria del automóvil, planteó la necesidad de elaborar un procedimiento de homologación virtual que además incorporase posibles mejoras que solucionasen la carencia detectada.



Se analizaron entonces los tipos de modelos virtuales que podían ser utilizados: modelos multicuerpo o modelos de elementos finitos. Se decidió decantarse por este último tipo de modelización ya que el nivel de discretización y de detalle que podían ofrecer para representar el cuerpo del peatón (y, en consecuencia, el análisis de sus lesiones) era mucho mayor. El modelo de peatón que se decidió utilizar en esta investigación incluía dos tipos: en forma de simulador de una región anatómica aislada (como el impactador de cabeza o de pierna) y en forma de dummy (incluyendo el cuerpo en su conjunto). El objetivo que se buscaba con ello era determinar si las conclusiones que se podían obtener con ambos tipos de modelo eran las mismas y, por tanto, podían ser utilizados indistintamente en un ensayo de homologación virtual. Posteriormente, mediante ensayos virtuales se verificó que efectivamente se podían obtener las mismas conclusiones en lo que a gravedad de lesiones se refiere. Lo que obligó a establecer las ventajas e inconvenientes que presenta cada tipo, definiendo así cuando era mejor utilizar un modelo u otro.

También se definieron las fases necesarias previas al ensayo de homologación virtual. Éstas consistían en la verificación y validación del modelo virtual planteado. El modelo de elementos finitos utilizado en esta tesis para representar al peatón fue desarrollado y validado previamente por la empresa que lo proporcionó, por lo que dicho modelo se consideraba válido para un posible ensayo de homologación virtual. No obstante, los modelos de vehículo utilizados en esta tesis fueron modelados mediante un programa CAD. Esta etapa de modelado supuso una serie de simplificaciones, como por ejemplo la modelización únicamente de su geometría delantera. En consecuencia, este modelo computacional planteado debía ser previamente validado. Para ello, se realizaron una serie de simulaciones iniciales con el fin de comprobar que dicho modelo podía ofrecer resultados equivalentes a los que se podrían obtener en un atropello real. Las etapas requeridas para preparar la simulación de un escenario específico de atropello (especificando los parámetros de entrada, condiciones de ensayo y parámetros de salida) fueron definidas. Finalmente, el modelo virtual se consideró válido al mostrar la misma tendencia de comportamiento que estudios experimentales disponibles en la literatura que analizaban el mismo problema.

Resulta evidente que el proceso de documentación para la verificación y validación de un modelo virtual será más costoso que en el caso de la homologación experimental. No obstante, una vez obtenido un modelo virtual válido, los posteriores ensayos de homologación serán mucho más rápidos y económicos si se realizan mediante simulaciones hechas por ordenador que si se deben realizar mediante ensayos físicos destructivos.

Dado que se realizó una validación de tendencia de comportamiento y no una enfrentación directa entre ensayos virtuales y experimentales idénticos, se decidió verificar nuevamente el comportamiento del modelo virtual planteado pero bajo otras condiciones de ensayo. Con este propósito, se realizaron numerosas simulaciones en las que se iban variando los valores de los parámetros más influyentes en la severidad de un atropello (velocidad de impacto, posición del peatón y diseño del frontal del vehículo). En estas



simulaciones se utilizaron tanto impactadores virtuales como un dummy de cuerpo completo. Se decidió centrar estas simulaciones en el análisis de severidad de lesión de la cabeza y las extremidades inferiores, por ser éstas las zonas evaluadas por la reglamentación actual y debido a que el comportamiento que cabría esperar en muchas de estas simulaciones era previamente conocido gracias al estudio realizado sobre el fenómeno del atropello. Es esto último lo que permitió definitivamente validar el modelo virtual que quería ser utilizado posteriormente para estudiar los daños que podría sufrir la región torso-abdominal del dummy y plantear de esta forma las condiciones de ensayo de homologación de esta zona.

Asimismo, con las simulaciones de estudio de la cabeza y las extremidades inferiores se buscaba también saber si podían añadirse nuevos requerimientos de comportamiento a los actuales ensayos de homologación o si era suficiente con los que ya se evaluaban. De esta forma, por ejemplo, se concluyó que era necesario analizar el daño que producía un determinado vehículo en las extremidades inferiores pero bajo diferentes posiciones del peatón y no sólo en posición lateral, puesto que las lesiones esperadas podían ser muy diferentes. A su vez, las simulaciones que fueron realizadas centrándose en la severidad de lesión de la zona torso-abdominal permitieron concluir que, en caso de utilizar un impactador simulador de torso, éste debería ser lanzado sobre el capó con un ángulo de impacto de 30° respecto del nivel de referencia del suelo. También se concluyó que el torso debería ser ensayado tanto en posición frontal como lateral, puesto que los valores de deflexión torácica variaban notablemente entre una configuración y otra. Sin embargo, los resultados obtenidos de atropello frontal y de espaldas al vehículo, en el caso del impacto del torso, registraban valores similares de aceleración. Por lo que se podía obviar el ensayo trasero del torso en la homologación. Sin embargo, en el procedimiento planteado que utiliza un dummy de cuerpo completo sí se considera la opción de impacto por la espalda, debido a que en el estudio de la cabeza se concluyó que el impacto trasero era el más perjudicial para la severidad de lesiones cerebrales. Por tanto, en el procedimiento propuesto para el dummy, el impacto por la espalda sí puede ser evaluado.

El análisis sobre la zona torácica también permitió establecer que el criterio de lesión torácica CSI que proporciona el dummy virtual no era de especial interés para ser tenido en cuenta en la homologación, a diferencia de los criterios que evalúan la resultante de aceleración en el tiempo y la compresión torácica en el tiempo. Éstos dos criterios resultaron ser imprescindibles para realizar una correcta evaluación de la gravedad de esta zona.

Las conclusiones específicas de los distintos análisis de influencia de los parámetros del atropello en la severidad de lesión producida en las diferentes regiones anatómicas han ido siendo descritas detalladamente en cada uno de los apartados. En este capítulo, sólo se incluyen algunas de las más importantes. La evidente conclusión sobre la influencia de la velocidad de impacto (a mayor velocidad, mayor gravedad de lesión) servía para verificar que el modelo planteado proporcionaba una respuesta acorde a lo que ocurriría en la realidad, aunque también ha servido en determinados casos para cuantificar la influencia de otros factores (como la incorporación del capó activo). En cuanto a la

posición del peatón en el momento previo al impacto, el atropello por la espalda resulta de los más perjudiciales en lo que respecta a las lesiones cerebrales, debido a la menor flexibilidad de la columna en sentido anteroposterior y a que los impactos en la zona occipital de la cabeza son los que pueden conllevar mayor riesgo. En lo que respecta a las piernas, el atropello frontal resulta el más perjudicial especialmente si se considera el daño en los ligamentos de la rodilla.

En cuanto a la influencia del diseño del frontal, se ha observado que las lesiones en las piernas pueden verse disminuidas en gravedad si son impactadas con un diseño de frontal plano y con capó alto. Esto es debido a que el primer impacto no se produce sobre una zona pequeña de la pierna, generalmente a la altura de la rodilla, sino que se produce sobre una zona de la pierna más amplia y de forma más homogéneamente distribuida, por lo que la energía del impacto no es absorbida de forma focalizada en un punto de la pierna. En contraposición, este tipo de vehículos (con frontal plano y capó elevado) producen el efecto inverso en las lesiones localizadas en la zona torso-abdominal. Al tener una altura del borde delantero del capó más elevada provocan que el primer impacto se encuentre cercano al centro de gravedad del peatón situado en la zona torso-abdominal. Ello provoca que la energía del impacto sea principalmente absorbida y distribuida por los órganos internos situados en esta zona que presentan inferior tolerancia al impacto y, por tanto, un umbral de daño significativamente inferior.

Además de la identificación de la carencia de la evaluación del torso en la homologación actual y la propuesta, en consecuencia, de un ensayo de impacto que permita estudiar el daño en esta zona basándose en las conclusiones de las simulaciones realizadas en esta tesis, se ha incorporado otra mejora. Se ha conseguido identificar qué condiciones de ensayo y qué requerimientos de comportamiento biomecánico podrían complementar las actuales pruebas de homologación mediante la utilización de un dummy de cuerpo completo. Dado el alto coste y la necesidad de infraestructura que los sistemas de tamaño real requieren, los dummies suelen ser usados únicamente por los fabricantes de vehículos. Mientras que las autoridades de homologación se decantan por el uso de impactadores o simuladores de regiones anatómicas aisladas. Puesto que el ensayo de homologación propuesto en esta tesis doctoral sería virtual, no existirían grandes diferencias en cuanto a costes y dificultad de instrumentación entre utilizar un impactador o un dummy. De hecho, se ha realizado una comparación de los resultados obtenidos con impactadores virtuales frente a los obtenidos cuando en la simulación se ha utilizado un dummy virtual de cuerpo completo. Dicha comparación ha demostrado que las conclusiones que se pueden extraer con ambos tipos de modelos coinciden, por lo que ambas opciones serían igualmente válidas para poder analizar la protección al peatón que ofrece un vehículo. No obstante, sí es cierto que si se implantase la homologación virtual, resultaría mucho más económico utilizar dummies de cuerpo completo en lugar de impactadores, puesto que en una misma simulación se podría obtener la gravedad de lesión en diferentes regiones anatómicas. A su vez, al considerar el cuerpo completo del peatón, además de las lesiones, se podría conocer la dinámica que experimentan las diferentes regiones anatómicas. Esto permitiría ahondar en el conocimiento sobre la

biomecánica del atropello, al representar un comportamiento del peatón mucho más realista. La principal limitación que presentan los dummies frente a los impactadores, es que resultaría imposible controlar el punto y ángulo de impacto de la cabeza o el torso del peatón sobre la parte delantera del vehículo. Sólo permitiría posicionar inicialmente la pierna del dummy respecto al parachoques del vehículo. No obstante, en el procedimiento de homologación virtual utilizando un dummy planteado en esta tesis, este problema se ha tratado de solucionar mediante la propuesta de ensayo a diferentes velocidades, forzando así que tanto el torso como la cabeza del dummy impacten sobre diferentes localizaciones y alturas del capó. Las conclusiones de las simulaciones de esta tesis que determinaron las condiciones de ensayos del procedimiento de homologación propuesto con el dummy fueron detalladas en el apartado 8.5.1 *Ensayo de impacto de un dummy contra un vehículo*, por lo que se omite su repetición en este capítulo.

El conjunto de conclusiones obtenidas a lo largo de esta investigación permitió la redacción final del ensayo propuesto de homologación virtual para evaluar la zona torso-abdominal mediante un posible impactador de torso. Asimismo, se propuso un ensayo alternativo de homologación virtual en el que se utilizaba un dummy, de forma que se permitía así la evaluación del cuerpo completo en la misma simulación. Las condiciones de ensayo y parámetros de lesión mínimos a registrar se han resumido en forma de informe de resultados a modo de anexo.

## 9.2. Líneas de trabajo futuras

Tras el análisis de la muestra de atropellos reales realizado en esta tesis doctoral, surge la necesidad de plantear el análisis de la misma muestra de datos pero partiendo de que la probabilidad de muerte no sea la misma según la región corporal para un mismo nivel AIS [175], es decir, que por ejemplo una lesión de nivel AIS 5 en la cabeza no suponga la misma probabilidad de supervivencia que una lesión AIS 5 en el abdomen, con el objetivo de estudiar si existiría una diferencia importante en los resultados obtenidos en esta investigación.

La principal línea de trabajo que se plantea llevar a cabo en un futuro consiste en poder realizar ensayos experimentales reales, en los que un dummy de cuerpo completo sea atropellado por diferentes categorías de vehículos y a diferentes velocidades de impacto. El objetivo que se pretende con ello es analizar el comportamiento cinemático del cuerpo del peatón tras el impacto inicial, registrando los ángulos de impacto de la zona torso-abdominal del peatón junto con las posiciones sobre el capó con las que establece el primer contacto, para poder validar así los resultados obtenidos en las simulaciones llevadas a cabo en esta tesis doctoral durante el análisis de la severidad de lesión que experimentaba el peatón en esta zona.

A los ensayos experimentales con dummies a escala real planteados, se añade la proposición de poder llevar a cabo ensayos físicos con cadáveres, de tal forma que las conclusiones extraídas de ambos tipos de experimentación pudiesen desembocar en el desarrollo de un impactador que simule de forma aislada la zona torso-abdominal del

peatón y que asegure una alta biofidelidad. Se propone el desarrollo de un modelo de torso tanto físico como virtual.

Se propone, también, realizar un análisis que permita cuantificar las incertidumbres que supone utilizar modelos virtuales en la realización de ensayos de homologación. Por ejemplo, mediante análisis de sensibilidad variando diferentes parámetros de la simulación y observando cómo varía la respuesta del modelo virtual.

Finalmente, se plantea como un posible desarrollo futuro la realización de un análisis coste-beneficio de lo que supondría la sustitución de los vigentes ensayos experimentales de homologación por ensayos completamente virtuales, o bien, la combinación de ensayos físicos con ensayos virtuales. Esta homologación híbrida permitiría, no obstante, reducir el número de ensayos experimentales necesarios para evaluar la protección que ofrece un vehículo.

# Referencias

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS), “Informe sobre la situación mundial de la seguridad vial 2015,” World Health Organization, 2015.
- [2] European Commission, “2015 road safety statistics: What is behind the figures?,” 2016.
- [3] “Statistics accidents data - European Commission.” [Online]. Available: [https://ec.europa.eu/transport/road\\_safety/specialist/statistics\\_en#](https://ec.europa.eu/transport/road_safety/specialist/statistics_en#). [Accessed: 18-Aug-2017].
- [4] Dirección General de Tráfico (DGT), “Anuario Estadístico de Accidentes en España en 2015,” 2015.
- [5] Dirección General de Tráfico (DGT), “Principales Cifras de Siniestralidad Vial en España en 2015,” 2015.
- [6] B. Ravani, D. Brougham, and R. T. Mason, “Pedestrian Post-Impact Kinematics and Injury Patterns,” 1981.
- [7] L. B. Fricke and I. J. T. I. Northwestern University (Evanston, *Traffic accident reconstruction*. Northwestern University Traffic Institute, 1990.
- [8] A. Toor and M. Araszewski, “Theoretical vs. Empirical Solutions for Vehicle/Pedestrian Collisions,” 2003.
- [9] K. Fredriksson, Rikard, Flink, Erik, Boström, Ola, Backman, “Injury mitigation in SUV-to-pedestrian impacts,” in *Conference: 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, 2007.
- [10] J. A. Campón Domínguez and J. L. San Román García, “El diseño de una base de datos de investigaciones en profundidad sobre atropellos a peatones”, Departamento de Ingeniería Mecánica. Universidad Carlos III de Madrid, 2016.
- [11] B. Ravani, D. Brougham, and R. T. Mason, “Pedestrian Post-Impact Kinematics and Injury Patterns,” 1981.
- [12] J. J. Eubanks and W. R. “Rusty” Haight, “Pedestrian Involved Traffic Collision Reconstruction Methodology,” 1992.
- [13] J. L. Sociedad de Técnicos de Automoción., J. A. Campón Domínguez, V. Díaz López, and S. Sanz Sánchez, *La reconstrucción de accidentes: el atropello a peatones*, no. 182. Sociedad de Técnicos de la Automoción, 2007.
- [14] J. Condes Novillo and J. L. San Román García, “Ensayos de atropello de peatone : descripción y simulación,” 2009.

- [15] Y. Mizuno, "Summary of IHRA Pedestrian Safety WG activities (2005) -proposed test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars."
- [16] D. Otte and T. Pohlemann, "Analysis and load assessment of secondary impact to adult pedestrians after car collisions on roads."
- [17] Y. Mizuno, "Summary of IHRA Pedestrian Safety WG Activities (2005) - Proposed Test Methods to Evaluate Pedestrian Protection Afforded by Passenger Cars," Jun. 2005.
- [18] M. Fahlstedt, *Numerical Accident Reconstructions : A Biomechanical Tool to Understand and Prevent Head Injuries*. 2015.
- [19] A. H. S. Holbourn, "Mechanics of head injuries," *Lancet*, vol. 242, no. 6267, pp. 438–441, Oct. 1943.
- [20] P. R. May, J. M. Fuster, J. Haber, and A. Hirschman, "Woodpecker drilling behavior. An endorsement of the rotational theory of impact brain injury.," *Arch. Neurol.*, vol. 36, no. 6, pp. 370–3, Jun. 1979.
- [21] E. S. Gurdjian, H. R. Lissner, F. G. Evans, L. M. Patrick, and W. G. Hardy, "Intracranial pressure and acceleration accompanying head impacts in human cadavers.," *Surg. Gynecol. Obstet.*, vol. 113, pp. 185–90, Aug. 1961.
- [22] R. Willinger, G. A. Ryan, A. J. McLean, and C. M. Kopp, "Mechanisms of brain injury related to mathematical modelling and epidemiological data.," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 26, no. 6, pp. 767–79, Dec. 1994.
- [23] M. Rodríguez Jouvencel, *Biocinemática del accidente de tráfico : introducción al análisis cinemático de las lesiones por hechos de la circulación. Utilidad para la reconstrucción del accidente de tráfico en la determinación del nexo causal de lesiones y secuelas*. Ediciones Díaz de Santos, 2000.
- [24] P. M. Rees, "Contemporary issues in mild traumatic brain injury.," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 84, no. 12, pp. 1885–94, Dec. 2003.
- [25] J. Yang, "Review of injury biomechanics in car-pedestrian collisions," *Int. J. Veh. Saf.*, vol. 1, no. 1/2/3, p. 100, 2005.
- [26] S. J. Strich, "Diffuse degeneration of the cerebral white matter in severe dementia following head injury.," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 19, no. 3, pp. 163–85, Aug. 1956.
- [27] D. A. Hammoud and B. A. Wasserman, "Diffuse axonal injuries: pathophysiology and imaging.," *Neuroimaging Clin. N. Am.*, vol. 12, no. 2, pp. 205–16, May 2002.
- [28] J. M. Cavanaugh, Y. Zhu, Y. Huang, and A. I. King, "Injury and Response of the Thorax in Side Impact Cadaveric Tests," 1993.
- [29] C. Arregui-Dalmases, F. J. Lopez-Valdes, and M. Segui-Gomez, "Pedestrian injuries in eight European countries: An analysis of hospital discharge data," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 42, no. 4, pp. 1164–1171, 2010.
- [30] A. C. Malliaris, R. Hitchcock, and M. Hansen, "Harm Causation and Ranking in Car Crashes," 1985.
- [31] K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, D. S. Cronin, M. H. Muser, and F. Walz, "Introduction," in *Trauma Biomechanics*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2014, pp. 1–14.

- [32] D. Pattimore, P. Thomas, S. H. Dave, and et al., "Torso injury patterns and mechanisms in car crashes: an additional diagnostic tool.," *Injury*, vol. 23, no. 2, pp. 123–6, Jan. 1992.
- [33] "European Commission DG RTD THORAX Thoracic injury assessment for improved vehicle safety Deliverable Title Final report," 2013.
- [34] J. Davidsson *et al.*, "Development of injury risk functions for use with the THORAX Demonstrator; an updated THOR," *2014 IRCOBI Conf. Proceedings-International Res. Counc. Biomech. Inj.*, pp. 359–376, 2014.
- [35] R. F. Basset, J.S., Gibson, R.D., Wilson, "Blunt injuries to the chest," *J. Trauma*, vol. 8, pp. 418–429, 1968.
- [36] O. Lindahl and A. G. Lindgren, "Cortical bone in man. 1. Variation of the amount and density with age and sex.," *Acta Orthop. Scand.*, vol. 38, no. 2, pp. 133–40, 1967.
- [37] S. C. (Stephen C. Cowin, *Bone mechanics handbook*. CRC Press, 2001.
- [38] R. Kent and J. Patrie, "Chest deflection tolerance to blunt anterior loading is sensitive to age but not load distribution," *Forensic Sci. Int.*, vol. 149, no. 2–3, pp. 121–128, May 2005.
- [39] T. R. Laituri, P. Prasad, K. Sullivan, M. Frankstein, and R. S. Thomas, "Derivation and Evaluation of a Provisional, Age-Dependent, AIS3+ Thoracic Risk Curve for Belted Adults in Frontal Impacts," 2005.
- [40] R. T. Yen, Y. C. Fung, S. Q. Liu, S. Q. Liu, and D. R. Richmond, "Trauma of lung due to impact load.," *J. Biomech.*, vol. 21, no. 9, pp. 745–53, Jan. 1988.
- [41] M. Arregui Dalmases, C., López-Valdes, F.J., Seguí-Gómez, *Fundamentos de biomecánica en las lesiones por accidentes de tráfico*. Dirección General de Tráfico, 2007.
- [42] G. J. Cooper, B. P. Pearce, M. C. Stainer, and R. L. Maynard, "The Biomechanical Response of the Thorax to Nonpenetrating Impact with Particular Reference to Cardiac Injuries," *J. Trauma Inj. Infect. Crit. Care*, vol. 22, no. 12, pp. 994–1008, Dec. 1982.
- [43] D. C. Viano, "Biomechanics of Nonpenetrating Aortic Trauma: A Review," 1983.
- [44] W. N. Hardy *et al.*, "Study of potential mechanisms of traumatic rupture of the aorta using insitu experiments.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 50, pp. 247–66, Nov. 2006.
- [45] S.-H. Lee and R. Kent, "Blood flow and fluid-structure interactions in the human aorta during traumatic rupture conditions.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 51, pp. 211–33, Oct. 2007.
- [46] M. Seguí Gómez, C. Arregui Dalmases, Javier Luzón Narro, F. J. López Valdés, and E. del Pozo de Dios, *Fundamentos de Biomecánica en las lesiones por accidente de Tráfico*. 2012.
- [47] G. F. Pennal, M. Tile, J. P. Waddell, and H. Garside, "Pelvic disruption: assessment and classification.," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, no. 151, pp. 12–21, Sep. 1980.
- [48] J. W. Young, A. R. Burgess, R. J. Brumback, and A. Poka, "Pelvic fractures: value of plain radiography in early assessment and management.," *Radiology*, vol. 160, no. 2, pp. 445–451, Aug. 1986.
- [49] E. C. Gokcen, A. R. Burgess, J. H. Siegel, S. Mason-Gonzalez, P. C. Dischinger, and S. M. Ho, "Pelvic fracture mechanism of injury in vehicular trauma patients.," *J. Trauma*, vol. 36, no. 6, pp. 789–95–6, Jun. 1994.

- [50] G. Teresiński and R. Madro, "Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents.," *Forensic Sci. Int.*, vol. 124, no. 1, pp. 74–82, Dec. 2001.
- [51] R. McRae and M. Esser, *Practical fracture treatment*. Elsevier Churchill Livingstone, 2008.
- [52] M. D. Miller and S. R. Thompson, *Miller's review of orthopaedics*. .
- [53] B. Hintermann, "Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications," *Med. &amp;*, vol. 31, no. 7, pp. S459–S469, Jul. 1999.
- [54] M. R. Safran, R. S. Benedetti, A. R. Bartolozzi, and B. R. Mandelbaum, "Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis.," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 31, no. 7 Suppl, pp. S429-37, Jul. 1999.
- [55] A. B. Chidester and R. A. Isenberg, "Final Report - The Pedestrian Crash Data Study," *Natl. Highw. Traffic Saf. Adm.*, vol. 248, 2001.
- [56] D. Kallieris and G. Schmidt, "New Aspects of Pedestrian Protection Loading and Injury Pattern in Simulated Pedestrian Accidents," 1988.
- [57] J. R. Funk, R. W. Rudd, J. R. Kerrigan, and J. R. Crandall, "The Effect of Tibial Curvature and Fibular Loading on the Tibia Index," *Traffic Inj. Prev.*, vol. 5, no. 2, pp. 164–172, Jun. 2004.
- [58] T. A. Kress and D. J. Porta, "Characterization of leg injuries from motor vehicle impacts."
- [59] F. Mo, P. J. Arnoux, D. Cesari, and C. Masson, "Investigation of the injury threshold of knee ligaments by the parametric study of car–pedestrian impact conditions," *Saf. Sci.*, vol. 62, pp. 58–67, Feb. 2014.
- [60] T. H. Pohlman, "Trauma Scoring Systems: Overview, Applications of Trauma Severity Scoring, Basic Statistical Concepts.," *Medscape Journal of Medicine*, 2014. [Online]. Available: <https://emedicine.medscape.com/article/434076-overview>. [Accessed: 29-Nov-2017].
- [61] E. Petrucelli, J. D. States, and L. N. Hames, "The abbreviated injury scale: Evolution, usage and future adaptability," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 13, no. 1, pp. 29–35, 1981.
- [62] T. A. Gennarelli and E. Wodzin, "AIS 2005: A contemporary injury scale," *Injury*, vol. 37, no. 12, pp. 1083–1091, 2006.
- [63] D. W. Yates, "ABC of major trauma. Scoring systems for trauma.," *BMJ*, vol. 301, no. 6760, pp. 1090–4, Nov. 1990.
- [64] M. . Chawda, F. Hildebrand, H. . Pape, and P. . Giannoudis, "Predicting outcome after multiple trauma: which scoring system?," *Injury*, vol. 35, no. 4, pp. 347–358, Apr. 2004.
- [65] S. P. Baker, B. O'Neill, W. Haddon, and W. B. Long, "The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care.," *J. Trauma*, vol. 14, no. 3, pp. 187–96, Mar. 1974.
- [66] G. Teasdale and B. Jennett, "Assessment of coma and impaired consciousness. A practical scale.," *Lancet (London, England)*, vol. 2, no. 7872, pp. 81–4, Jul. 1974.
- [67] "Escala de Coma de Glasgow: tipos de respuesta motora y su puntuación," *Elsevier*, 2017. [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/corp/generacionelsevier/tipos-respuesta-motora-puntuacion-la-escala-coma-glasgow-gcs/>. [Accessed: 29-Nov-2017].



- 
- [68] H. R. Champion, W. J. Sacco, A. J. Carnazzo, W. Copes, and W. J. Fouty, "Trauma score.," *Crit. Care Med.*, vol. 9, no. 9, pp. 672–6, Sep. 1981.
  - [69] P. J. Schluter, "The Trauma and Injury Severity Score (TRISS) revised," *Injury*, vol. 42, no. 1, pp. 90–96, Jan. 2011.
  - [70] E. S. Gurdjian, V. L. Roberts, and L. M. Thomas, "Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury.," *J. Trauma*, vol. 6, no. 5, pp. 600–4, Sep. 1966.
  - [71] E. S. Gurdjian, H. R. Lissner, F. R. Latimer, B. F. Haddad, and J. E. Webster, "Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury; preliminary report.," *Neurology*, vol. 3, no. 6, pp. 417–23, Jun. 1953.
  - [72] C. W. Gadd, "Use of a Weighted-Impulse Criterion for Estimating Injury Hazard," 1966.
  - [73] J. Versace, "A Review of the Severity Index," 1971.
  - [74] E. Hertz, "A note on the head injury criterion (HIC) as a predictor of the risk of skull fracture," *Proceedings.*, 1993.
  - [75] C. A. Caldas, A. Quesada, J. L. S. Roman, and E. Olmeda, "Head injury criterion: the best way to evaluate head damage?," *Int. J. Veh. Des.*, vol. 45, no. 3, p. 411, 2007.
  - [76] P. Prasad and H. J. Mertz, "The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment," 1985.
  - [77] D. C. Viano, "Biomechanics of Head Injury — Toward a Theory Linking Head Dynamic Motion, Brain Tissue Deformation and Neural Trauma," 1988.
  - [78] E. G. Takhounts, M. J. Craig, K. Moorhouse, J. McFadden, and V. Hasija, "Development of brain injury criteria (BrIC).," *Stapp Car Crash J.*, vol. 57, pp. 243–66, Nov. 2013.
  - [79] Stapp John Paul, *Human Exposures to Linear Deceleration*. 1951.
  - [80] H. J. Mertz and C. W. Gadd, "Thoracic Tolerance to Whole-Body Deceleration," 1971.
  - [81] R. H. Eppinger, J. H. Marcus, and R. M. Morgan, "Development of Dummy and Injury index for NHTSA's Thoracic Side Impact Protection Research Program," 1984.
  - [82] J. M. Cavanaugh, Y. Zhu, Y. Huang, and A. I. King, "Injury and Response of the Thorax in Side Impact Cadaveric Tests," 1993.
  - [83] C. K. Kroell, M. E. Pope, D. C. Viano, C. Y. Warner, and S. D. Allen, "Interrelationship of Velocity and Chest Compression in Blunt Thoracic Impact to Swine," 1981.
  - [84] C. K. Kroell, D. C. Schneider, and A. M. Nahum, "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax," 1971.
  - [85] D. C. Viano, "Thoracic Injury Potential."
  - [86] R. M. Morgan *et al.*, "Thoracic Trauma Assessment Formulations for Restrained Drivers in Simulated Frontal Impacts," 1994.
  - [87] S. M. Kuppa and R. H. Eppinger, "Development of an Improved Thoracic Injury Criterion," 1998.
  - [88] M. Kleinberger, E. Sun, R. Eppinger, S. Kuppa, and R. Saul, "Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems," 1998.

- [89] G. Shaw, R. Kent, E. Sieveka, and J. Crandall, "Spinal kinematics of restrained occupants in frontal impacts."
- [90] R. W. Kent, J. R. Crandall, J. Bolton, P. Prasad, G. Nusholtz, and H. Mertz, "The influence of superficial soft tissues and restraint condition on thoracic skeletal injury prediction.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 45, pp. 183–204, Nov. 2001.
- [91] V. K. Lau and D. C. Viano, "Influence of impact velocity and chest compression on experimental pulmonary injury severity in rabbits.," *J. Trauma*, vol. 21, no. 12, pp. 1022–8, Dec. 1981.
- [92] I. V. Lau and D. C. Viano, "The Viscous Criterion - Bases and Applications of an Injury Severity Index for Soft Tissues," 1986.
- [93] D. C. Viano and I. V. Lau, "A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment.," *J. Biomech.*, vol. 21, no. 5, pp. 387–99, 1988.
- [94] J. T. Wang, "Analytical studies of injury criteria for the thorax.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 111, no. 2, pp. 128–35, May 1989.
- [95] R. Kent *et al.*, "Biomechanical response of the pediatric abdomen, Part 2: injuries and their correlation with engineering parameters.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 52, pp. 135–66, Nov. 2008.
- [96] J. A. Csmppón Domínguez, "El Modelo Secuencial de Eventos de un Siniestro (MOSES) (PDF Download Available)," *Secur. Vialis*, vol. 1, pp. 91–104, 2009.
- [97] J. W. Melvin, R. L. Stalnaker, V. L. Roberts, and M. L. Trollope, "Impact Injury Mechanisms in Abdominal Organs," 1973.
- [98] D. J. Van Kirk and A. I. King, "A Preliminary Study of an Effective Restraint System for Pregnant Women and Children," 1969.
- [99] S. Nicolle, M. Lounis, and R. Willinger, "Shear Properties of Brain Tissue over a Frequency Range Relevant for Automotive Impact Situations: New Experimental Results.," *Stapp Car Crash J.*, vol. 48, pp. 239–58, Nov. 2004.
- [100] M. Y. S. B. A. H.-A. H. Y. H. P. L. T. S. A. S. T. Ö. Ola Boström *et al.*, "A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma," pp. 123–136, 1996.
- [101] V. L. Roberts, R. C. Moffat, and E. M. Berkas, "Blunt Trauma to the Thorax - Mechanism of Vascular Injuries." 20-Oct-1965.
- [102] E. Gögler, A. Best, H.-H. Braess, H.-E. Burst, and G. Laschet, "Biomechanical Experiments with Animals on Abdominal Tolerance Levels," 1977.
- [103] J. K. Foster, J. O. Kortge, and M. J. Wolanin, "Hybrid III-A Biomechanically-Based Crash Test Dummy," 1977.
- [104] R. Eppinger *et al.*, "Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems -II," 1999.
- [105] Office of Crash Worthiness Standards and Vehicle Research and Test Center National Highway Traffic Safety Administration, "Parts List and Drawings of the Hybrid III 50th Percentile Male," 1997.
- [106] K. H. Yang, J. Hu, N. A. White, A. I. King, C. C. Chou, and P. Prasad, "Development of

- numerical models for injury biomechanics research: a review of 50 years of publications in the Stapp Car Crash Conference.,” *Stapp Car Crash J.*, vol. 50, pp. 429–90, Nov. 2006.
- [107] J. García de Jalón and E. Bayo, *Kinematic and dynamic simulation of multibody systems : the real-time challenge*. Springer-Verlag, 1994.
- [108] “PC-Crash - Collision & Trajectory Accident Reconstruction Software.” [Online]. Available: <http://www.pc-crash.com/>. [Accessed: 26-Nov-2017].
- [109] A. Moser, H. Hoschopf, H. Steffan, and G. Kasanicky, “Validation of the PC-Crash Pedestrian Model,” 2000.
- [110] “MADYMO | TASS International.” [Online]. Available: <https://www.tassinternational.com/madymo>. [Accessed: 26-Nov-2017].
- [111] “LS-DYNA | Livermore Software Technology Corp.” [Online]. Available: <http://www.lstc.com/products/ls-dyna>. [Accessed: 26-Nov-2017].
- [112] R. Ootani and C. Pal, “Effective Numerical Simulation Tool for Real-World Rollover Accidents by Combining PC-Crash and FEA,” 2007.
- [113] M. Ptak and J. Karlinski, “Pedestrian passive safety during the SUV impact: Regulations vs. reality (PDF Download Available),” in *International Research Council on Biomechanics of Injury*, 2012.
- [114] E. C. for Europe, I. T. Committee, W. F. for H. of V. Regulations, and W. P. on P. Safety, “World Forum for Harmonization of Vehicle Regulations Working Party on Passive Safety Fifty-fourth session Report of the Working Party on Passive Safety on its fifty-fourth session.”
- [115] S. Association for the Advancement of Automotive Medicine. Conference. and N. D. A., *Pedestrian impact case study*, vol. 15. The Association, 1988.
- [116] J. C. Collins, *Accident reconstruction*. Charles C Thomas Publisher, 1979.
- [117] J. A. Searle, “The Physics of Throw Distance in Accident Reconstruction,” 1993.
- [118] D. P. Wood, “Impact and Movement of Pedestrians in Frontal Collisions with Vehicles,” *Proc. Inst. Mech. Eng. Part D Transp. Eng.*, vol. 202, no. 2, pp. 101–110, Apr. 1988.
- [119] A. Toor, M. Araszewski, R. Johal, R. Overgaard, and A. Happer, “Revision and Validation of Vehicle/Pedestrian Collision Analysis Method,” 2002.
- [120] “Euro NCAP | Protección para peatones.” [Online]. Available: <https://www.euroncap.com/es/seguridad-en-los-vehiculos/descripción-de-las-valoraciones/protección-para-peatones/>. [Accessed: 27-Nov-2017].
- [121] Diario Oficial de la Unión Europea, *Reglamento (CE) 78/2009, relativo a la homologación de vehículos en lo que se refiere a la protección de los peatones y otros usuarios vulnerables de la vía pública*. 2009.
- [122] J. A. C. Domínguez, R. B. Esquina, and P. Fuentes Ortega, “Reconstruction of road accidents where pedestrians are involved,” *Secur. Vialis*, vol. 4, no. 2, pp. 55–81, Jul. 2012.
- [123] “Injury Scoring Scales - The American Association for the Surgery of Trauma.” [Online]. Available: <http://www.aast.org/library/traumatools/injuryscoringscales.aspx>. [Accessed: 07-Dec-2017].

- [124] C. M. Margie Peden, Richard Scurfield, David Sleet, Dinesh Mohan, Adnan A. Hyder, Eva Jarawan, "Informe mundial sobre prevención de los traumatismos causados por el tránsito. Anexo estadístico," *World*, pp. 52–53, 2004.
- [125] M. F. Ballesteros, P. C. Dischinger, and P. Langenberg, "Pedestrian injuries and vehicle type in Maryland, 1995-1999.," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 36, no. 1, pp. 73–81, Jan. 2004.
- [126] E. Ros?n and U. Sander, "Pedestrian fatality risk as a function of car impact speed," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 41, no. 3, pp. 536–542, May 2009.
- [127] Y. Matsui, S. Oikawa, and K. Ando, "Risks of Pedestrian Serious Injuries and Fatalities associated with Impact Velocities of Cars in Car-versus-pedestrian Accidents in Japan," *Stapp Car Crash J.*, vol. 57, no. November, pp. 201–217, 2013.
- [128] E. Ros??n, H. Stigson, and U. Sander, "Literature review of pedestrian fatality risk as a function of car impact speed," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 43, no. 1, pp. 25–33, 2011.
- [129] T. Niebuhr, M. Junge, and E. Ros??n, "Pedestrian injury risk and the effect of age," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 86, pp. 121–128, 2016.
- [130] L. Gotzen, E. Suren, K. Richter, and G. Sturtz, "Injuries of older people in pedestrian accidents," in *Proceedings of the Meeting on Biomechanics of Injury to Pedestrians, Cyclists and Motorcyclists*, 1976.
- [131] H. R. G. Kröyer, "Is 30 km/h a 'safe' speed? Injury severity of pedestrians struck by a vehicle and the relation to travel speed and age," *IATSS Res.*, vol. 39, no. 1, pp. 42–50, Jul. 2015.
- [132] B. Y. Henary, J. Crandall, K. Bhalla, C. N. Mock, and B. S. Roudsari, "Child and adult pedestrian impact: the influence of vehicle type on injury severity.," *Annu. Proc. Assoc. Adv. Automot. Med.*, vol. 47, no. January, pp. 105–26, 2003.
- [133] D. E. Lefler and H. C. Gabler, "The fatality and injury risk of light truck impacts with pedestrians in the United States," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 36, no. 2, pp. 295–304, 2004.
- [134] C. Simms and D. O'Neill, "Sports utility vehicles and older pedestrians.," *BMJ*, vol. 331, no. 7520, pp. 787–8, 2005.
- [135] Diario Oficial de la Unión Europea, *Reglamento (CE) 631/2009, Normas de desarrollo del anexo I del Reglamento (CE) 78/2009 relativo a la homologación de vehículos en lo que se refiere a protección de los peatones y otros usuarios vulnerables de la vía pública*. 2009.
- [136] J. Yao, J. Yang, and D. Otte, "Investigation of head injuries by reconstructions of real-world vehicle-versus-adult-pedestrian accidents," *Saf. Sci.*, vol. 46, no. 7, pp. 1103–1114, Aug. 2008.
- [137] S. Huang, J. Yang, and F. Eklund, "Evaluation of remote pedestrian sensor system based on the analysis of car-pedestrian accident scenarios," *Saf. Sci.*, vol. 46, no. 9, pp. 1345–1355, Nov. 2008.
- [138] Y. Han, J. Yang, K. Mizuno, and Y. Matsui, "A study on chest injury mechanism and the effectiveness of a headform impact test for pedestrian chest protection from vehicle collisions," *Saf. Sci.*, vol. 50, no. 5, pp. 1304–1312, Jun. 2012.
- [139] J. L. Forman *et al.*, "The tolerance of the human body to automobile collision impact – a systematic review of injury biomechanics research, 1990–2009," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 80, pp. 7–17, Jul. 2015.

- [140] B. Kaimila, H. Yamashina, A. Arai, and H. Tamashiro, "Road Traffic Crashes and Fatalities in Japan 2000–2010 With Special Reference to the Elderly Road User," *Traffic Inj. Prev.*, vol. 14, no. 8, pp. 777–781, Nov. 2013.
- [141] M. Aj, A. Rwg, F. Mjb, L. Bh, B. Cg, and A. McLean Anderson, R., Farmer, M., Lee, B. & Brooks, C, "Vehicle Travel Speeds and The Incidence of Fatal Pedestrian Collisions," *NHMRC Road Accid. Res. Unit*, vol. I, no. 5, p. 98, 1994.
- [142] CORDIS (Community Research and Development Information Service), "Final Report Summary - IMVITER (Implementation of virtual testing in safety regulations)."
- [143] S. P. McGuan, *International Symposium on Biomechanics in Sports: Conference Proceedings Archive.*, vol. 1, no. 1. 2002.
- [144] T. Belytschko, W. K. (Wing K. Liu, B. (Brian) Moran, and K. I. Elkhodary, *Nonlinear finite elements for continua and structures.* .
- [145] American Society of Mechanical Engineers., *Guide for verification and validation in computational solid mechanics.* American Society of Mechanical Engineers, 2006.
- [146] L. Comisión Europea, *REGLAMENTOS REGLAMENTO (UE) N o 371/2010 DE LA COMISIÓN de 16 de abril de 2010 que sustituye los anexos V, X, XV y XVI de la Directiva 2007/46/CE del Parlamento Europeo y del Consejo, por la que se crea un marco para la homologación de los vehículos de motor y de los remolques, sistemas, componentes y unidades técnicas independientes destinados a dichos vehículos (Directiva marco).* 2010.
- [147] S. Rodríguez Fernández, "Metodología para la determinación y asignación de incertidumbres a valores obtenidos mediante cálculos efectuados a partir de modelos MEF," 2012.
- [148] "LS-PrePost Online Documentation." [Online]. Available: <http://www.lstc.com/lsppl/>. [Accessed: 12-Dec-2017].
- [149] J. Bermúdez, "Análisis biomecánico del atropello y su aplicación en el desarrollo de tecnologías de seguridad vehicular.," *Cuad. valoración médica daño Corpor.*, vol. 7, pp. 9–20, 2008.
- [150] R. Hills and T. Trucano, "Statistical Validation of Engineering and Scientific Models: Background," 1999.
- [151] Livermore Software Technology Corporation, "Hybrid III 50th Percentile Male Standing." [Online]. Available: [http://www.lstc.com/products/models/dummies/H3\\_50th\\_Standing](http://www.lstc.com/products/models/dummies/H3_50th_Standing). [Accessed: 16-Nov-2017].
- [152] C. Arregui-dalmases, R. Teijeira, and M. C. Rebollo-soria, "La biomecánica del impacto : una herramienta para la medicina legal y forense en la investigación del accidente de tráfico," *Rev. Española Med. Leg.*, vol. 37, no. 3, pp. 97–104, 2011.
- [153] "Arcelor Mittal Automotive Worldwide." [Online]. Available: <http://automotive.arcelormittal.com/>. [Accessed: 10-Jul-2017].
- [154] European Aluminium Association, "Aluminium Automotive Manual." [Online]. Available: <https://www.european-aluminium.eu/resource-hub/aluminium-automotive-manual/>. [Accessed: 10-Jul-2017].
- [155] T. Mao, T., Altan, "Aluminum sheet forming for automotive applications, Part I Material properties and design guidelines," *Stamp. J.*, vol. 1, pp. 12–13, 2013.

- [156] R. A. Sousa, R. L. Reis, A. M. Cunha, and M. J. Bevis, "Structural development of HDPE in injection molding," *J. Appl. Polym. Sci.*, vol. 89, no. 8, pp. 2079–2087, Aug. 2003.
- [157] S. Shahbeyk, A. Kamalan, and M. Osanlou, "A comparative study on vehicle aluminum and steel hood assemblies," *Int. J. Crashworthiness*, vol. 8, no. 4, pp. 367–374, Jan. 2003.
- [158] Y. Matsui, "Safety assessment characteristics of pedestrian legform impactors in vehicle-front impact tests," *Accid. Anal. Prev.*, vol. 73, pp. 65–72, Dec. 2014.
- [159] E. R. Kuppa Shashi, Wang Jing, Haffner Mark, "Lower Extremity Injuries And Associated Injury Criteria," in *17th ESV Conference*, 2001, pp. 1–15.
- [160] C. Ferrer Giménez and V. Amigó Borrás, *Tecnología de materiales*. Universidad Politècnica de València, 2003.
- [161] R. Gerlach, C. Kettenbeil, and N. Petrinic, "A new split Hopkinson tensile bar design," *Int. J. Impact Eng.*, vol. 50, pp. 63–67, Dec. 2012.
- [162] J. López-Herce Cid, *Manual de cuidados intensivos pediátricos*. Publimed, 2013.
- [163] "Hybrid III 50th Male | Humanetics ATD." [Online]. Available: <http://www.humaneticsatd.com/crash-test-dummies/frontal-impact/hiii-50m>. [Accessed: 06-Dec-2017].
- [164] NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration), "Procedures for Assembly, Disassembly, and Inspection (PADI) of the Hybrid III 5 th Percentile Adult Female Crash Test Dummy (HIII-5F), Alpha Version National Highway Traffic Safety Administration," 2002.
- [165] L. D. M. Nokes, A. M. Roberts, and B. H. Knight, "Use of the Gadd severity index in forensic medicine: a case study," *Forensic Sci. Int.*, vol. 76, no. 2, pp. 85–90, Dec. 1995.
- [166] N. Yoganandan, A. M. Nahum, J. Melvin, and Medical College of Wisconsin, *Accidental injury : biomechanics and prevention*. Springer, 2015.
- [167] Insurance Institute for Highway Safety (IIHS), "Side Impact Crashworthiness Evaluation Guidelines for Rating Injury Measures (Version III)," 2014.
- [168] J. R. Crandall, D. J. Lessley, J. R. Kerrigan, and B. J. Ivarsson, "Thoracic deformation response of pedestrians J R Crandall , D J Lessley , J R Kerrigan and B J Ivarsson," vol. 11, no. 6, pp. 529–539, 2006.
- [169] *Reglamento n ° 94 de la Comisión Económica para Europa de las Naciones Unidas (CEPE) — Prescripciones uniformes sobre la homologación de los vehículos en lo relativo a la protección de sus ocupantes en caso de colisión frontal - EU Law and Publications*. 2012.
- [170] *Reglamento no 95 de la Comisión Económica para Europa (CEPE) de las Naciones Unidas — Prescripciones uniformes sobre la homologación de los vehículos en lo relativo a la protección de sus ocupantes en caso de colisión lateral [2015/ 1093]*. 2015.
- [171] D. C. Viano, A. Fan, K. Ueno, T. Walilko, J. Cavanaugh, and A. King, "Biofidelity and Injury Assessment in Eurosid I and Biosid," 1995.
- [172] S. Kuppa, "Injury Criteria for Side Impact Dummies," *Natl. Transp. Biomech. Res. Cent. Natl. Highw. Traffic Saf. Adm.*, pp. 1–67, 2004.

- [173] Y. Han, J. Yang, K. Mizuno, and Y. Matsui, "A study on chest injury mechanism and the effectiveness of a headform impact test for pedestrian chest protection from vehicle collisions," *Saf. Sci.*, vol. 50, no. 5, pp. 1304–1312, 2012.
- [174] European New Car Assessment Programme (Euro NCAP), "Euro NCAP. Pedestrian Testing Protocol," 2016.
- [175] F. P. Rivara, *Injury control: a guide to research and program evaluation*. Cambridge University Press, 2008.





# Anexo I

## Casos de atropellos estudiados

Atropello nº	TIPO VÍA	VEHÍCULO	MARCA VEHÍCULO	PEATÓN (Resultado atropello)	TRAYECTORIA POST-IMPACTO
Caso 1	Interurbana	Furgoneta	Renault Express 1.6	Fallecido	Roof + Fender Vault
Caso 2	Urbana	Todoterreno	Land Rover Discovery 3 TDV6 S	Fallecido	Wrap projection
Caso 3	Urbana	Furgón	Volkswagen Transporter	Fallecido	Proyección hacia delante
Caso 4	Interurbana	Turismo	Citröen Xantia	Herido grave	Wrap projection
Caso 5	Interurbana	Turismo	Seat Toledo	Fallecido	Fender Vault
Caso 6	Interurbana	Turismo	Seat Ibiza	Herido grave	Roof + Fender Vault
Caso 7	Interurbana	Todoterreno	Mercedes Benz E220CDi	Fallecido	Roof Vault
Caso 8	Interurbana	Turismo	Renault Megane	Fallecido	Fender Vault
Caso 9	Interurbana	Turismo	Saab 9.3	Fallecido	Arrollamiento cuerpo por vehículo
Caso 10	Interurbana	Turismo	Seat Córdoba	Fallecido	Arrollamiento cuerpo por vehículo
Caso 11	Urbana	Turismo	Mercedes Benz E320	Fallecido	Roof Vault
Caso 12	Urbana	Turismo	Nissan Almera	Herido grave	Fender Vault
Caso 13	Interurbana	Turismo	Seat León	2 Fallecidos	Intrusión en vehículo por parabrisas (A) + Roof Vault (B)
Caso 14	Urbana	Camión portacontenedores	Nissan Cabstar.E	Fallecido	Proyección hacia delante
Caso 15	Interurbana	Motocicleta	Honda VTX 1800C 0806 DSH	Fallecido	No consta
Caso 16	Urbana	Mixto adaptable	Ford Tourneo	Fallecido + Herido leve	Wrap projection
Caso 17	Urbana	Turismo	Renault Clio	Fallecido	Wrap projection
Caso 18	Urbana	Turismo	BMW 523	Fallecido	Proyección hacia delante
Caso 19	Interurbana	Turismo	Hyundai Sonata	Fallecido	Envolvimiento
Caso 20	Interurbana	Turismo	Ford Focus	Fallecido	Envolvimiento
Caso 21	Urbana	Turismo	Audi A4	Fallecido	Envolvimiento
Caso 22	Urbana	Furgón	Ford Transit	Fallecido	Proyección hacia delante
Caso 23	Urbana	Turismo	Mercedes Benz 320E	Fallecido	Envolvimiento + Volteo sobre aleta
Caso 24	Urbana	Furgón	Peugeot Partner	Fallecido	Envolvimiento
Caso 25	Urbana	Turismo	BMW 520D	Fallecido	Envolvimiento + Proyección
Caso 26	Interurbana	Turismo	Renault Megane	Fallecido	Envolvimiento + Salto mortal
Caso 27	Urbana	Todoterreno	Nissan Pick up 2,5 T	Fallecido	Envolvimiento + Proyección

Atropello nº	LIMITACIÓN VELOCIDAD por tipo de vía (km/h)	VELOCIDAD IMPACTO (km/h)	EDAD	PESO (Kg)	ESTATURA (m)
Caso 1	80	56,5 (sim); 47,11-54,56 (cálc)	46	70	1,75
Caso 2	50	69 (sim)	66	80	1,6
Caso 3	50	37 (sim); 39,97-47,78 (cálc)	77	No consta	1,57
Caso 4	90 (60 señalización)	70,65-71,73	52	75	1,75
Caso 5	90	85 (sim); ≥60 (cálc)	75	67	No consta
Caso 6	90	75 (sim); 79,70 (cálc)	42	75	1,75
Caso 7	120	107,39 (sim + cálc)	40	80	1,7
Caso 8	90	79 (sim); 76-83 (cálc)	19	90	1,89
Caso 9	60 (señalización)	no se pudo calcular	19	70	1,7
Caso 10	60 (señalización)	se supone 60	56	68	1,65
Caso 11	50	114,6 (sim); 108,9-129,92 (cálc)	77	59	1,5
Caso 12	40	≥35 (sim); 40 (cálc)	71	No consta	No consta
Caso 13	90 (80 señalización)	72-87 (A); 52,6-68,54 (B)	75 (A); 72 (B)	90 (A); 80 (B)	1,7 (A); 1,6 (B)
Caso 14	50	31,21-39,73	76	62	1,6
Caso 15	100 (70 señalización)	≥85	75	No consta	No consta
Caso 16	50	61 (sim); 72-97 (cálc)	17 (A); 18 (B)	60 (A); 60 (B)	1,64 (A); NC (B)
Caso 17	50	61 (sim); 59-64 (cálc)	61	70	1,6
Caso 18	50	85 (sim); 61,16-61,37 (cálc)	65	No consta	No consta
Caso 19	70	55,72 (sim); 55,87 (cálc)	No consta	No consta	No consta
Caso 20	90	58,21-65,67 (cálc)	74	No consta	1,7
Caso 21	50	41,07 (sim)	48	70	1,7
Caso 22	50	76 (sim)	31	65	1,6
Caso 23	50	29,78 (sim)	96	No consta	No consta
Caso 24	50	56,54 (sim)	77	No consta	No consta
Caso 25	50	63,70 (sim)	66	No consta	1,49
Caso 26	70	78,10 (cálc); 79,99 (sim)	83	No consta	No consta
Caso 27	50	41,9 (cálc)	No consta	No consta	No consta

Atropello N°	REGIÓN ANATÓMICA	ZONA CORPORAL	LESIÓN	AIS-2005	ISS	NISS
Caso 1	Cabeza	Cabeza	Hundimiento de la región témporo-parietal derecha	6	75	75
	Cuello	Cuello	Erosiones en parte posterior del cuello	2		
	Tórax	Hombro derecho	En cara anterior del tórax, prominencia de la clavícula derecha a la movilización del brazo	2		
	Tórax	Torso lateral	En cara posterior del tórax, excoriaciones lineales y en placas, en la zona lateral derecha, que abarca hasta la zona glútea	2		
	Tórax	Zona lumbosacra	En zona lumbosacra y glútea, se observan erosiones en zona lateral derecha	2		
	EESS	Brazo derecho	Erosiones en eminencia tenar derecha y codo	1		
	EEII	Muslo derecho	Herida lineal de 11 cm en zona interna del muslo. Herida irregular en zona posterior del muslo, con erosiones lineales acompañantes. En la pierna, en la parte posterior, zona de contusión situada a 22 cm del talón y de 8 cm de ancho, compatible con la zona reseñada en el apartado siguiente	2		
	EEII	Tibia derecha	Zona anterior, fractura abierta de tibia de trazo oblicuo y con aposición del fragmento superior de forma anterior al inferior	2		
	EEII	Rodilla derecha	Herida incisa sub-rotuliana	2		
	EEII	Gemelo derecho	Erosión lineal de 4 cm a 33 cm del talón	1		
	EEII	Pierna izquierda	Erosión en maléolo peroneo	2		
Caso 2	EEII	Pierna izquierda	Zona contundida (magullada) de forma lineal, a 17 cm del talón. Hematoma en hueso poplíteo de 7 cm de diámetro y en zona posterior del muslo de 12 cm	2		
	Cabeza	Cabeza	Herida parietal derecha. Fractura horizontal a nivel de parietal derecho	4		
	Cabeza	Cabeza	El cráneo no se encuentra insertado en la columna cervical	6	75	75
	Cara	Cara	Erosiones a nivel frontal y nasal	1		
	Tórax	Peto costal	Volet costal (más de 3 fracturas costales) bilateral predominantemente de arcos posteriores en hemitórax izquierdo y laterales en el derecho	3		
	Tórax	Esternón	Fractura de tercio medio esternal	2		
	Tórax	Pulmón	Hemotórax bilateral con múltiples desgarras en los pulmones	4		
	Abdomen	Abdomen derecho	Hematoma abdominal derecho que se extiende hasta glúteo derecho. Hematoma a nivel de zona media de glúteo derecho	2		
	Columna	Columna	Fractura de columna dorsal	5		
	EESS	Brazo derecho	Fractura de cúbito y radio (antebrazo) derechos, tercio medio, con angulación	2		
	EESS	Brazo izquierdo	Hematoma antebrazo. Hematoma que ocupa la práctica totalidad del dorso de la mano derecha y tercio distal de antebrazo	2		
Caso 3	EEII	Pierna derecha	Fractura de tibia y peroné derechos. Hematoma y erosiones a nivel de maléolo externo	2		
	EEII	Pierna izquierda	Hematoma cara interna de muslo y pierna izquierdos	2		
	Cara	Cara	Contusión facial	1		
	Cara	Cara	Fractura malar izquierda (pómulo)	2		
	Cara	Cara	Hematoma periorbitario (ojo)	1		
	Tórax	Peto costal	Peto costal con fracturas costales múltiples en arcos posteriores	4		
	Tórax	Pulmón	Cavidades pleurales con abundante cantidad de sangre (hemotórax)	3		
	Tórax	Corazón	Pericardio roto con abundante cantidad de sangre (hemopericardio)	5		
	Tórax	Pulmón/Corazón	Rotura arteria pulmonar izquierda	5		
	Abdomen	Abdomen izquierdo	Hematoma abdominal en hipocondrio izquierdo	2		
	Abdomen	Abdomen	Hemoperitoneo (sangre en cavidad peritoneal)	4		
Caso 4	Abdomen	Hígado	Estallido hepático	6	75	75
	Abdomen	Bazo	Rotura esplénica (rotura espontánea del bazo)	5		
	Columna	Columna cervical (C1)	Hemorragia en el canal raquídeo con fractura de C1 (Atlas)	6	75	75
	EESS	Brazo derecho	Fractura-luxación cerrada de codo derecho	1		
	EESS	Brazo izquierdo	Fractura-luxación abierta de codo izquierdo	2		
	Cabeza	Cabeza	Foco contusivo parietal izquierdo y hematoma temporal izquierdo	5		25
	Cabeza	Cabeza	Pequeña fractura temporal izquierdo	3		
	Cabeza	Cabeza	Cefalohematoma parietal derecho	5	25	25
	Cara	Nariz	Fractura nasal	2	4	
	Tórax	Peto costal	Fracturas costales derechas (4ª a 7ª)	3		
	Tórax	Clavícula derecha	Fractura tercio medio clavícula derecha	2		
Caso 5	Tórax	Pulmón	Contusión pulmonar y neumotórax anterior derecho	4	16	16
	Abdomen	Abdomen derecho	Erosión en flanco derecho	2		
	Cabeza	Cabeza	Erosiones y excoriaciones en zona occipital	3	9	
	Cara	Nariz/Ojo	Hematomas en nariz y párpado izquierdo	1		
	Tórax	Peto costal	Fracturas de todas las costales derechas	4	16	16
	EEII	Pierna derecha	Amputación de la pierna derecha a la altura de la mitad de la tibia	3	9	9
	EEII	Pierna izquierda	Luxación de rótula izquierda	3		9
	EEII	Pierna izquierda	Fracturas de tibia y peroné izquierdos	2		
	Cabeza	Cabeza	Traumatismo craneoencefálico	5	25	25
	EESS	Brazo izquierdo	Fractura supracondilea de codo izquierdo	2	4	
	EEII	Pelvis	Fractura compleja de pelvis	5	25	25
Caso 6	EEII	Pierna izquierda	Fractura abierta de tercio distal de tibia derecha	3		9
	Cabeza	Cabeza	Hemorragia subaracnoidea en lóbulo parietal izquierdo	5		
	Cabeza	Cabeza	Placa erosiva en región media frontal (4,32 cm)	1		
	Cara	Mentón	Herida submentoniana de características contusas (4 cm)	1		
	Cara	Mandíbula	Lesión traumática de piezas dentarias y fracturas mandibulares	2		
	Tórax	Torso izquierdo	Placa erosiva lineal en vacío izquierdo, plano horizontal (10x2 cm)	2		
	Tórax	Peto costal	Placa erosiva en región de parilla costal izquierda subpectoral	1		
	Tórax	Pulmón	Hemotórax (sangre en cavidad pleural) bilateral (100 c.c. derecho y 400 c.c. izquierdo)	4		
	Tórax	Corazón	Hemorragia aguda	5		
	Tórax	Hígado	Hemorragia aguda	5		
	Tórax	Riñones	Hemorragia aguda	4		
Caso 8	Columna	Columna cervical (C3-C4)	Fractura-luxación a nivel C3-C4 con sección medular a dicho nivel	6	75	75
	EESS	Brazo derecho	Placa erosiva en cara lateral del brazo derecho (con restos de cristal)	2		
	EESS	Brazo derecho	Fractura conminuta de húmero derecho en tercio medio-distal y transversa de cúbito	3		
	EESS	Brazo derecho	Amputación parcial del miembro superior derecho a la altura del codo con márgenes de herida compatibles con traumatismo corto-contundente	3		
	EEII	Pelvis	Fractura compleja múltiple y conminutada de pelvis	5		
	EEII	Pierna derecha	Solución cutánea de continuidad (herida) en cara anterolateral externa	1		
	EEII	Pierna derecha	Fractura abierta de pierna derecha (fractura de tibia y peroné)	3		

Atropello N°	REGIÓN ANATÓMICA	ZONA CORPORAL	LESIÓN	AIS-2005	ISS	NISS
Caso 9	Cabeza	Cabeza	Scalp (arranque del cuero cabelludo) occisito-temporal izquierdo que deja ver la fractura subyacente	4		
	Cabeza	Oído	Otorragia bilateral	3		
	Cabeza	Oído	Desgarro de pabellón auricular izquierdo a nivel de la unión craneal	3		
	Cabeza	Oído	Herida contusa con desprendimiento cutáneo en pabellón auricular derecho en hélix	3		
	Cabeza	Cabeza	Fractura-aplastamiento a nivel temporal bilateral con varios fragmentos	6	75	75
	Cabeza	Cabeza	En base de cráneo, fractura de techo orbitario y esfenoides derecho	2		
	Cabeza	Cabeza	Fractura occipital conminuta	4		
	Cabeza		(Membranas que recubren el cerebro y la médula espinal) Desgarros a nivel de las fracturas de calota (cráneo)	5		
	Cabeza	Meninges				
	Cabeza	Cerebro/Cerebelo	Desgarro y destrucción de la parte posterior del cerebro y cerebelo	6	75	75
	Cara	Ojo izquierdo	Excoriaciones alrededor de ojo izquierdo bordeándose en su parte externa	1		
	Cara	Mandíbula	Excoriación con signos de arrastre en mejilla y región malar y supraciliar del lado derecho	2		
	Cara	Ojos	Hematoma en anteojos bilateral	1		
	Cara	Mandíbula	Fractura mandibular derecha	2		
	Cara	Mentón	Erosión en mentón lado derecho	1		
	Cuello	Cuello	Lado izquierdo: Placa apergaminada compacta de 5x13 cm, desde cara anterior hasta la parte posterior del pabellón auricular	2		
	Cuello	Cuello	Lado derecho: Excoriación con signos de arrastre longitudinales de 6x12 cm, en cara antero lateral ascendente que se continúa con las de la cara y con las del tórax	2		
	Tórax-Abdomen	Tórax-Abdomen	Lado izquierdo: Placa apergaminada en cara anterior de región mamaria. Placa apergaminada entre ombligo y espina ilíaca de 8x6 cm, y a nivel de la cadera dos de 2,5x1 y 2x1 cm. Placa apergaminada en región lateral del abdomen de 8x2 cm, y varias lineales Placa de 15x7 cm, en región paralumbar	2		
	Tórax-Abdomen	Tórax-Abdomen	Lado derecho: Excoriación con signos de arrastre en región mamaria y supradavicular que se continúa con las del cuello. Erosión-excoriación a nivel de la espina ilíaca. Placa apergaminada con signos de arrastre en región posterior paralumbar.	2		
	Tórax	Clavícula	Fractura abierta de clavícula en tercio medio que desgarró la piel	3		
	Tórax	Peto costal	Fractura de arcos costales anteriores derechos con infiltración hemorrágica del 3º al 7º	4		
	Tórax	Peto costal	Fracturas costales posteriores en lado izquierdo de la 6-12 penetrando en cavidad torácica y desgarrando pulmón de la 6 a la 8	4		
	Tórax	Peto costal	En el lado derecho, fracturas posteriores de la 3 a la 9 penetrando en cavidad torácica y perforando pulmón de la 4 a la 6	5		
	Tórax	Pulmón	Hemotórax bilateral de 200 cc el derecho y 150 cc el izquierdo	4		
	Tórax	Pulmón	Desgarros en lóbulos superior e inferior en ambos pulmones	4		
	Tórax	Corazón	Hematoma mediastinal (sangre en mediastino, lesión de los grandes vasos y del corazón)	5		
	Abdomen	Diafragma	Desgarro diafragmático izquierdo	3		
	Abdomen	Hígado	Desgarros en ambos lóbulos	5		
	Abdomen	Bazo	Desgarro en su totalidad	5		
	Abdomen	Riñones	Hematoma perirrenal bilateral	4		
	Abdomen	Suprarrenales	Desgarradas	5		
	Columna	Columna cervical (C1-C2)	Fractura de las dos primeras vértebras cervicales (C1, Atlas y C2, Axis)	4		
	EESS	Brazo derecho	Excoriaciones con signos de arrastre en toda la cara interna del brazo	2		
	EESS	Mano derecha	Erosiones en dorso de mano y dedos de la mano a nivel de las articulaciones interfalángicas	1		
	EESS	Brazo izquierdo	Hombro desgarrado con exposición de masa muscular y fractura distal de clavícula. Excoriaciones inmediatamente por debajo en cara interna	3		
	EESS	Brazo izquierdo	Excoriaciones en antebrazo cara interna. Excoriación apergaminada en cara anterior de tercio inferior de antebrazo.	1		
	EESS	Mano izquierda	Excoriaciones en dorso de mano	1		
	EI	Pierna derecha	Excoriaciones supratulianas, cara anterior	1		
	EI	Pierna izquierda	Erosión supratuliana	2		
	EI	Pierna izquierda	Erosión pretibial	1		
	EI	Pierna izquierda	Erosión a nivel de tobillo, maléolo externo	2		
Caso 10	Cabeza	Cabeza	Herida en scalp temporal derecha	3		
	Cabeza	Cabeza	Fractura hundimiento frontal derecho	6	75	75
	Cabeza	Paladar	Rotura del velo del paladar en su lado derecho	2		
	Cara	Cara	Fractura con hundimiento del macizo facial derecho	5		
	Cuello	Base cráneo	Fractura del peñasco derecho de la base craneal	4		
	Tórax	Clavícula	Hematoma en región clavicular derecha	1		
	Tórax	Peto costal	Fracturas costales múltiples en hemitórax derecho	4		
	Tórax	Pulmón	Hemotórax derecho	3		
	Columna	Columna torácica o dorsal (5ª y 6ª)	Fractura vertebral a nivel 5ª y 6ª vértebras dorsales	5		
	EESS	Brazo derecho	Excoriaciones en codo derecho y dorso del 2º dedo de la mano derecha	1		
Caso 11	EI	Rodillas	Excoriaciones en ambas rodillas	3		
	Cabeza	Cabeza	Traumatismo craneoencefálico	5		
	Cabeza	Cabeza	Despegamiento de cuero cabelludo (scalp) en región parietal media	3		
	Cabeza	Cabeza	Herida en región frontal derecha	3		
	Cabeza	Cabeza	Pérdida de masa encefálica, cuya porción más grande quedó depositada encima del portón trasero	5		
	Cara	Cara	Múltiples placas de excoriaciones, apergaminadas, por toda la cara	2		
	Cuello	Columna cervical	Fractura luxación de columna cervical, con desplazamiento del eje vertebral hacia la izquierda	5		
	Tórax	Peto costal	Traumatismo torácico abierto con herida incisa transversal al eje del cuerpo, que comprende desde la región inframamilar izquierda a región escapular de ese lado	5		
	Abdomen	Abdomen	Despegamiento óseo-muscular en la región dorsal y torsión de la pared abdominal hacia la izquierda	6	75	75
	Abdomen	Abdomen	Hemisección del cuerpo a nivel del pubis, separada completamente de la porción superior	6	75	75
	Columna	Columna lumbo-sacra	Fragmento de columna lumbo-sacra de unos 30 cm de longitud, completamente separada	6	75	75
	EESS	Brazo derecho	Fractura poli-fragmentaria de antebrazo	4		
	EESS	Brazo derecho	Contusiones y excoriaciones múltiples	2		
	EESS	Mano derecha	Heridas contusas en mano	1		
	EESS	Brazo izquierdo	Fractura-luxación abierta de hombro	3		
	EESS	Brazo izquierdo	Fractura de húmero	2		
	EESS	Brazo izquierdo	Contusiones y excoriaciones múltiples	1		
	EESS	Mano izquierda	Heridas contusas en mano	1		
	EI	Pelvis	Pelvis poli-fracturada, prácticamente triturada	5		
	EI	Pierna derecha	Amputación	4		
	EI	Pierna derecha	Fractura abierta de tibia en su extremidad distal	3		
	EI	Pierna derecha	Contusiones y excoriaciones múltiples	1		
	EI	Pierna derecha	Amputación del muslo derecho a 14 cm por encima de la rodilla	4		
Caso 12	EI	Pierna izquierda	Torsión del miembro inferior izquierdo con fractura poli-fragmentaria de fémur	4		
	EI	Pierna izquierda	Fractura múltiple de tibia y peroné, abierta a nivel del tobillo	3		
	EI	Pierna izquierda	Contusiones y excoriaciones múltiples	2		
	Cabeza	Cabeza	Traumatismo craneoencefálico leve	4	16	16
	Cabeza	Cabeza	Hematoma subgaleal frontal derecho	4		16
	Columna	Médula	Traumatismo raquídeo	4	16	16
	Columna	Columna lumbar (L5)	Fractura de las apófisis transversas de L5	4		
Caso 12	Columna	Coxis	Fractura de coxis con desplazamiento anterior	4		
	EI	Pelvis	Fractura de la rama pública derecha	2		
	EI	Pelvis	Diástasis de la articulación sacroilíaca izquierda	3	9	
	EI	Piernas	Traumatismo ortopédico	2		

Atropello N°	REGIÓN ANATÓMICA	ZONA CORPORAL	LESIÓN	AIS-2005	ISS	NISS
Caso 13 (A)	Cabeza	Cabeza	Múltiples erosiones frontales y a nivel del cuero cabelludo	3		
	Tórax	Peto costal	Aplastamiento torácico	6	75	75
	Tórax	Peto costal	Intensa contusión torácica cerrada, con fractura del esternón	4		
	Tórax	Peto costal	Múltiples fracturas costales bilaterales	4		
	Tórax	Pulmón	Foco de contusión con heridas contusas asociadas en ambos parénquimas pulmonares	4		
	Tórax	Pulmón	Intenso hemotórax bilateral	5		
	Columna	Columna cervical	Fractura-luxación de columna vertebral cervical	4		
	EESS	Hombros	Contusiones con erosiones asociadas a nivel de ambos hombros	2		
Caso 13 (B)	EEII	Piernas	Fractura abierta de tibia y peroné bilateral, siendo la derecha múltiple	3		
	Cabeza	Oído	Herida inciso-contusa en pabellón auricular izquierdo	2	4	
	Tórax	Peto costal	Intensa contusión torácica cerrada, con fractura de esternón	4		16
	Tórax	Peto costal	Múltiples fracturas costales bilaterales	4		16
	Tórax	Pulmón	Hemotórax	3		
	Tórax	Corazón	Hemopericardio con rotura cardíaca (desgarro) a nivel del ápex con focos de contusión pulmonar	5	25	25
	EESS	Brazo derecho	Herida inciso-contusa en muñeca derecha	2		
	EEII	Piernas	Fractura abierta de tibia y peroné bilateral	3	9	
Caso 14	Cabeza	Oído	Otorragia derecha	2		
	Cabeza	Cabeza	Gran hematoma craneal	5	25	25
	Cabeza	Cabeza	Fractura del occipital	4		
	Cabeza	Cabeza	Fractura del temporal izquierdo	4		
	Cabeza	Cabeza	Fractura base cráneo	4		16
	Cara	Cara	Herida suturada en ceja izquierda de 2 cm	1		
	Cara	Ojo izquierdo	Hematoma palpebral (párpado) y ocular izquierdo	1		
	Cara	Ojo derecho	Dos excoiaciones fronto-orbitarias derechas	1		
	Cara	Nariz	Epistaxis (hemorragia fosas nasales)	1		
	Tórax	Clavícula	Fractura clavícula izquierda	2		
	Tórax	Peto costal	Fractura parrilla costal izquierda (de 1ª a 5ª)	4		
	Tórax	Peto costal	Fractura costal derecha (2ª y 3ª)	3		
	Tórax	Pulmón	Hemotórax bilateral	4	16	
	Abdomen	Bazo	Rotura esplénica (rotura espontánea del bazo)	5	25	25
	Abdomen	Páncreas	Contusión pancreática	4		
	EESS	Brazo izquierdo	Hematoma en tercio medio cara externa brazo izquierdo	1		
	EEII	Rodilla izquierda	Hematoma en cara externa rodilla izquierda	2		
	EEII	Rodilla derecha	Hematoma en cara interna en rodilla derecha	2		
	EEII	Pierna izquierda	Hematoma en raíz muslo izquierdo	1		
	EEII	Pierna derecha	Hematoma en cara interna tobillo derecho	1		
	EEII	Rodillas	Excoiaciones en ambas rodillas	3		
Caso 15	Cabeza	Cabeza	Traumatismo craneoencefálico	5	25	25
	Cabeza	Cabeza	Fractura base cráneo	4		16
	Cara	Ojo izquierdo	Hematoma palpebral izquierdo	2		
	Tórax	Peto costal	Fracturas costales izquierdas conminutas en las cinco últimas costillas inferiores	5	25	25
	EESS	Brazo izquierdo	Múltiples fracturas conminutas de húmero, cúbito, radio y carpo izquierdos, que producen gran deformidad ya cortamiento de todo el miembro superior izquierdo	3		
	EEII	Rodillas	Excoiaciones en ambas rodillas	3		
	EEII	Pierna derecha	Amputación de la pierna derecha por debajo de la rodilla	3	9	
	Cabeza	Cabeza	Fractura de la bóveda en región frontal central	5	25	25
Caso 17	Cara	Nariz	Deformidad del tabique nasal por fractura con hematoma circundante	2		
	Tórax	Peto costal	Zona contusiva en región esternal superior	1		
	Tórax	Peto costal	Fracturas costales izquierdas	4	16	16
	Abdomen	Región lumbar	Equimosis (hematoma) y excoiaciones en región lumbar izquierda	1		
	EESS	Hombro derecho	Excoiaciones por fricción en hombro derecho	1		
	EESS	Hombro izquierdo	Equimosis en región del hombro izquierdo y zona contusiva	1		
	EESS	Brazos	Múltiples excoiaciones y equimosis en ambos antebrazos	2		
	EESS	Mano derecha	Excoiaciones en dorso de la mano derecha con fractura del 5º metacarpiario	1		
	EEII	Rodilla izquierda	Equimosis en rodilla izquierda	2		
	EEII	Rodilla derecha	Zona contusiva y deformidad de la rodilla derecha por fractura	3	9	9
Caso 18	Cabeza	Cabeza	Herida en scalp frontal de 4 cm de diámetro	4		
	Tórax	Tórax	Ocupación torácica de órganos abdominales	6	75	75
	Tórax	Pulmón	Pulmones colapsados y rechazados hacia la parte superior del tórax	6	75	75
	Abdomen	Abdomen	Cara anterior del abdomen: erosiones abdominales	4		
	Abdomen	Zona lumbosacra y glútea	Laceraciones inguinales	2		
	Abdomen	Abdomen	Contusión hemorragia abdominal baja (con infiltración hemorrágica inguinal bilateral)	5		
	Abdomen	Abdomen	Rotura de grandes vasos abdominales	5		
	Abdomen	Estómago	Ascendido hasta el mediastino (espacio medio de la caja torácica entre las dos pleuras, la columna vertebral y el esternón; en su interior: corazón, aorta, venas cava, venas pulmonares, tráquea, ...)	5		
	Abdomen	Hígado	Ascendido a hemitórax derecho	5		
	EESS	Brazos	Erosiones en el dorso de ambas muñecas y manos	2		
	EESS	Brazo izquierdo	Gran erosión/quemadura por fricción en la cara posterior del antebrazo y codo izquierdos	2		
	EEII	Pierna izquierda	Fractura completa abierta diáfisis fémur izquierdo, con gran herida inciso contusa	4		
	EEII	Pierna izquierda	Fractura cerrada de tibia y peroné izquierdos	2		

## Anexo II

# Informe de resultados de los ensayos

## Ensayos con impactadores

Ensayo	Velocidad ensayo	Ángulo impacto	Valor registrado			Nivel de protección
			Parámetro lesión	Punto ensayo	Valor	
Simulador de la cabeza contra la parte superior del capó	35 km/h	65° (adulto) / 50° (niño o adulto pequeño)	HIC en la zona A (12 resultados)			
	35 km/h	65° (adulto) / 50° (niño o adulto pequeño)	HIC en la zona B (6 resultados)			
Simulador de la cabeza contra el parabrisas*	35 km/h	35° (adulto)	HIC (5 resultados)			
Simulador del torso contra el capó	35 km/h	30° (posición frontal)	Aceleración en el tórax (g) (9 resultados)			
	35 km/h	30° (posición lateral)	Aceleración en el tórax (g) (9 resultados)			
	35 km/h		Deflexión en el tórax (mm)			

		30° (posición frontal)	(9 resultados)			
	35 km/h	30° (posición lateral)	Deflexión en el tórax (mm) (9 resultados)			
	35 km/h	30° (posición frontal)	Criterio de viscosidad (m/s) (9 resultados)			
	35 km/h	30° (posición lateral)	Criterio de viscosidad (m/s) (9 resultados)			
Simulador del muslo y cadera contra el borde delantero del capó*			Suma de las fuerzas de impacto (kN) (3 resultados)			
			Momento de flexión (Nm) (3 resultados)			
Simulador de la parte superior de la pierna contra el parachoques (en su caso)	40 km/h	90°	Suma de las fuerzas de impacto (kN) (3 resultados)			
	40 km/h	90°	Momento de flexión (Nm) (3 resultados)			
Simulador de la parte inferior de la pierna contra el parachoques (en su caso)	40 km/h	90°	Ángulo de flexión (°)			
	40 km/h	90°	Desplazamiento de rotura de la rodilla (mm)			
	40 km/h	90°	Aceleración en la tibia (g)			

En este informe sólo se han incluido las condiciones de ensayo para cumplir con los requerimientos mínimos de homologación exigidos, que coincide con la categoría de protección aquí planteada como nivel C. Optar a los otros dos niveles de protección se considera opcional en el caso de la simulación con impactadores ya que implica realizar mayor cantidad de ensayos. No obstante, cabe recordar que si se desea optar a la categoría de protección A o B, los ensayos de impacto de cabeza y de torso deberían ser repetidos para la velocidad de 40 km/h.

\*Ensayos realizados solo con fines de seguimiento.

Ensayo	Velocidad ensayo	Valor registrado*			Nivel de protección
		Parámetro lesión	Punto ensayo	Valor	
Impacto dummy posición frontal con tercio central del parachoques	30 km/h	Cabeza: HIC			
		Cuello: N <sub>ij</sub> **			
		Tórax: Aceleración (g)			
		Tórax: Deflexión (mm)			
		Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)			
	35 km/h	Pelvis: Fuerza resultante (kN)			
		Pelvis: Momento flector (Nm)			
		Fémur: Fuerza axial (kN)			
		Fémur: Fuerza transversal (kN)			
		Fémur: Momento flector (Nm)			
	40 km/h	Tibia: Fuerza axial (kN)			
		Tibia: Fuerza transversal (kN)			
Tibia: Momento flector (Nm)					
Rodilla: Fuerza de cizallado (kN)					
	Rodilla: Momento flector (Nm)				
Impacto dummy posición frontal con tercio lateral izquierdo del parachoques	30 km/h	Cabeza: HIC			
		Cuello: N <sub>ij</sub> **			
		Tórax: Aceleración (g)			
		Tórax: Deflexión (mm)			
		Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)			
	35 km/h	Pelvis: Fuerza resultante (kN)			
		Pelvis: Momento flector (Nm)			
		Fémur: Fuerza axial (kN)			
		Fémur: Fuerza transversal (kN)			
		Fémur: Momento flector (Nm)			
	40 km/h	Tibia: Fuerza axial (kN)			
		Tibia: Fuerza transversal (kN)			
Tibia: Momento flector (Nm)					
Rodilla: Fuerza de cizallado (kN)					
	Rodilla: Momento flector (Nm)				
Impacto dummy posición frontal con tercio lateral derecho del parachoques	30 km/h	Cabeza: HIC			
		Cuello: N <sub>ij</sub> **			
		Tórax: Aceleración (g)			
		Tórax: Deflexión (mm)			
		Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)			
	35 km/h	Pelvis: Fuerza resultante (kN)			
		Pelvis: Momento flector (Nm)			
		Fémur: Fuerza axial (kN)			
		Fémur: Fuerza transversal (kN)			
		Fémur: Momento flector (Nm)			
	40 km/h	Tibia: Fuerza axial (kN)			
		Tibia: Fuerza transversal (kN)			
Tibia: Momento flector (Nm)					
Rodilla: Fuerza de cizallado (kN)					
	Rodilla: Momento flector (Nm)				
Impacto dummy posición lateral con tercio central del parachoques	30 km/h	Cabeza: HIC			
		Cuello: N <sub>ij</sub> **			
		Tórax: Aceleración (g)			
		Tórax: Deflexión (mm)			
		Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)			
	35 km/h	Pelvis: Fuerza resultante (kN)			
		Pelvis: Momento flector (Nm)			
		Fémur: Fuerza axial (kN)			
		Fémur: Fuerza transversal (kN)			
		Fémur: Momento flector (Nm)			
	40 km/h	Tibia: Fuerza axial (kN)			
		Tibia: Fuerza transversal (kN)			
Tibia: Momento flector (Nm)					
Rodilla: Fuerza de cizallado (kN)					

		<u>Rodilla:</u> Momento flector (Nm)			
<b>Impacto dummy posición lateral con tercio lateral izquierdo del parachoques</b>	30 km/h	<u>Cabeza:</u> HIC			
		<u>Cuello:</u> N <sub>ij</sub> <sup>**</sup>			
		<u>Tórax:</u> Aceleración (g)			
		<u>Tórax:</u> Deflexión (mm)			
	35 km/h	<u>Tórax:</u> Criterio de viscosidad (m/s)			
		<u>Pelvis:</u> Fuerza resultante (kN)			
		<u>Pelvis:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Fémur:</u> Fuerza axial (kN)			
	40 km/h	<u>Fémur:</u> Fuerza transversal (kN)			
		<u>Fémur:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza axial (kN)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza transversal (kN)			
		<u>Tibia:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Rodilla:</u> Fuerza de cizallado (kN)			
		<u>Rodilla:</u> Momento flector (Nm)			
<b>Impacto dummy posición lateral con tercio lateral derecho del parachoques</b>	30 km/h	<u>Cabeza:</u> HIC			
		<u>Cuello:</u> N <sub>ij</sub> <sup>**</sup>			
		<u>Tórax:</u> Aceleración (g)			
		<u>Tórax:</u> Deflexión (mm)			
	35 km/h	<u>Tórax:</u> Criterio de viscosidad (m/s)			
		<u>Pelvis:</u> Fuerza resultante (kN)			
		<u>Pelvis:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Fémur:</u> Fuerza axial (kN)			
	40 km/h	<u>Fémur:</u> Fuerza transversal (kN)			
		<u>Fémur:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza axial (kN)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza transversal (kN)			
<b>Impacto dummy posición de espaldas con tercio central del parachoques</b>	30 km/h	<u>Cabeza:</u> HIC			
		<u>Cuello:</u> N <sub>ij</sub> <sup>**</sup>			
		<u>Tórax:</u> Aceleración (g)			
		<u>Tórax:</u> Deflexión (mm)			
	35 km/h	<u>Tórax:</u> Criterio de viscosidad (m/s)			
		<u>Pelvis:</u> Fuerza resultante (kN)			
		<u>Pelvis:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Fémur:</u> Fuerza axial (kN)			
	40 km/h	<u>Fémur:</u> Fuerza transversal (kN)			
		<u>Fémur:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza axial (kN)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza transversal (kN)			
<b>Impacto dummy posición de espaldas con tercio lateral izquierdo del parachoques</b>	30 km/h	<u>Cabeza:</u> HIC			
		<u>Cuello:</u> N <sub>ij</sub> <sup>**</sup>			
		<u>Tórax:</u> Aceleración (g)			
		<u>Tórax:</u> Deflexión (mm)			
	35 km/h	<u>Tórax:</u> Criterio de viscosidad (m/s)			
		<u>Pelvis:</u> Fuerza resultante (kN)			
		<u>Pelvis:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Fémur:</u> Fuerza axial (kN)			
	40 km/h	<u>Fémur:</u> Fuerza transversal (kN)			
		<u>Fémur:</u> Momento flector (Nm)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza axial (kN)			
		<u>Tibia:</u> Fuerza transversal (kN)			
<b>Impacto dummy</b>	30 km/h	<u>Cabeza:</u> HIC			
		<u>Cuello:</u> N <sub>ij</sub> <sup>**</sup>			



posición de espaldas con tercio lateral derecho del parachoques		Tórax: Aceleración (g)			
		Tórax: Deflexión (mm)			
		Tórax: Criterio de viscosidad (m/s)			
	35 km/h	Pelvis: Fuerza resultante (kN)			
		Pelvis: Momento flector (Nm)			
		Fémur: Fuerza axial (kN)			
		Fémur: Fuerza transversal (kN)			
		Fémur: Momento flector (Nm)			
		Tibia: Fuerza axial (kN)			
		Tibia: Fuerza transversal (kN)			
		Tibia: Momento flector (Nm)			
	40 km/h	Rodilla: Fuerza de cizallado (kN)			
		Rodilla: Momento flector (Nm)			

*El dummy se posicionará de pie de forma que la pierna se mantenga totalmente vertical previamente a su impacto contra el parachoques.*

*\*Para cada velocidad de impacto, se registrarán los respectivos resultados para cada uno de los parámetros de daño planteados, así como su correspondiente punto de impacto. Este punto de impacto a registrar dependerá del parámetro de lesión que se esté evaluando en cada caso. Es decir, si se evalúa el HIC, se registrará el punto de impacto de la cabeza sobre el capó o parabrisas. Si se evalúan los criterios de lesión del tórax (aceleración máxima y deflexión), se registrará el punto de impacto del torso sobre el capó. Si se evalúan los criterios de lesión de la pelvis, se registrará el punto de impacto de esta zona sobre el borde delantero del capó o la zona del capó. Finalmente, si se evalúan los criterios de lesión de las extremidades inferiores, se registrará el punto de impacto de la pierna contra el parachoques.*

*\*\*Estos parámetros de lesión a registrar serán opcionales.*

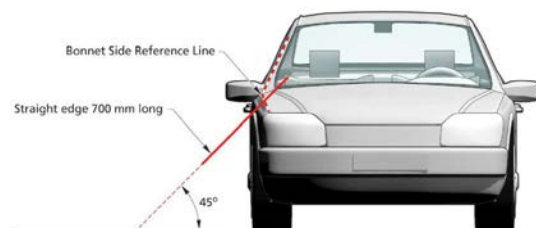


## Anexo III

# Definiciones

En este anexo se definen diversos conceptos utilizados en la descripción del desarrollo de los ensayos de protección al peatón. Estas definiciones proceden del Reglamento n° 631/2009 [135]. Se ha decidido incorporarlas en forma de anexo para que las dimensiones descritas en los ensayos sean tomadas adecuadamente en caso de llevar a cabo una simulación virtual de alguno de los ensayos de impacto.

**Línea de referencia lateral:** trazo geométrico que forman los puntos de contacto superiores entre una regla de 700 mm de longitud y el lado de un vehículo, cuando la regla, mantenida en paralelo al plano vertical transversal del vehículo e inclinada 45° hacia la parte interior, pasa por el lado y se mantienen en contacto con los laterales de la superficie superior delantera.



**Figura 0.1. Línea de referencia lateral [174].**

**Ángulo del parachoques:** punto de contacto del vehículo con un plano vertical que forma un ángulo de 60° con el plano vertical longitudinal del vehículo y es tangencial a la superficie exterior del parachoques.

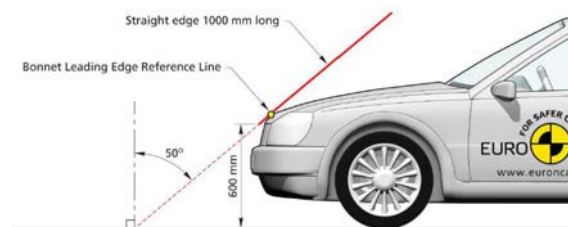
**Punto de referencia angular:** punto de intersección entre la línea de referencia del borde delantero del capó y la línea de referencia lateral.

**Punto objetivo:** intersección de la proyección del eje longitudinal del simulador con la superficie delantera del vehículo.

**Punto de impacto:** punto del vehículo con el que se produce el primer contacto al realizarse el ensayo. La proximidad entre este punto y el objetivo depende del ángulo de desplazamiento del impactador de ensayo y del contorno de la superficie del vehículo.

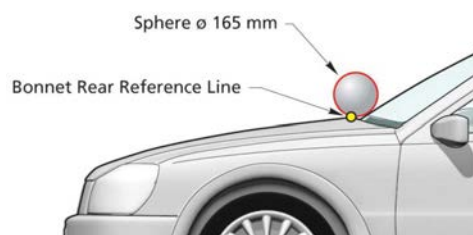
**Línea de referencia del borde delantero del capó:** trazo geométrico que forman los puntos de contacto entre una regla de 1.000 mm de longitud y la superficie delantera del

capó cuando la regla, mantenida en paralelo al plano vertical longitudinal del vehículo e inclinada 50° hacia atrás y con el extremo inferior a 600 mm por encima del suelo, pasa por el borde frontal del capó manteniéndose en contacto con el mismo. En los vehículos cuya parte superior del capó tenga una inclinación global de 50°, de forma que la regla esté en contacto continuo o en contacto con múltiples puntos en lugar de tener un punto de contacto único, la línea de referencia se determinará con la regla inclinada 40° hacia atrás. En los vehículos en los que el primer contacto se produzca con el extremo inferior de la regla, se tomará ese contacto como línea de referencia del borde frontal del capó, en esa posición lateral. En los vehículos en los que el primer contacto se produzca con el extremo superior de la regla, se tomará como línea de referencia del borde frontal del capó en esa posición lateral el trazo geométrico de la distancia perimétrica de 1.000 mm. El borde superior del parachoques se considerará también borde frontal del capó cuando haya contacto entre éste y la regla.



**Figura 0.2. Línea de referencia del borde delantero del capó [174].**

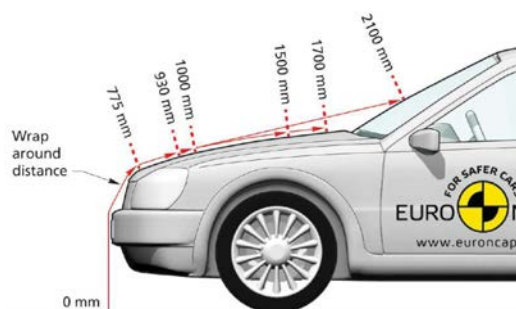
**Línea de referencia trasera del capó:** trazo geométrico de los puntos de contacto posteriores entre una esfera de 165 mm y la superficie superior delantera, cuando la esfera se coloca en la superficie superior delantera en contacto contra el parabrisas. Para realizar esta operación se retirarán las escobillas y las varillas de los limpiaparabrisas. Si se encuentra una distancia perimétrica superior a 2.100 mm, la línea de referencia trasera del capó se define por el trazo geométrico de la distancia perimétrica de 2.100 mm.



**Figura 0.3. Línea de referencia trasera del capó [174].**

**Distancia perimétrica:** trazo geométrico descrito en la superficie superior delantera por el extremo de una cinta métrica flexible colocada en un plano vertical longitudinal del vehículo de manera que pase por la superficie superior delantera del parachoques del capó y el sistema de protección delantera. La cinta métrica se mantendrá tensa durante la operación, manteniendo un extremo en contacto con el nivel de referencia del suelo en la vertical de la cara delantera del parachoques, y el otro extremo en contacto con la

superficie superior delantera. Este procedimiento se aplicará, utilizando cintas métricas de longitud adecuada, para describir las distancias perimétricas (WAD, Wrap Around Distance) de 900 mm, 1.000 mm, 1.700 mm y 2.100 mm.



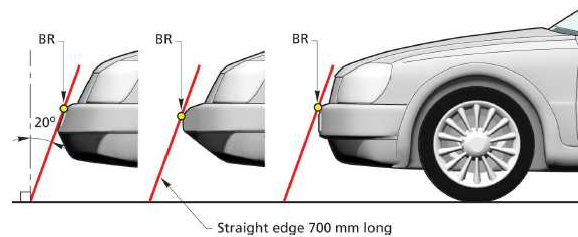
**Figura 0.4. Distancia perimétrica [174].**

**Parte superior del capó:** estructura externa que incluye la superficie superior de todas las estructuras exteriores excepto el parabrisas, los pilares A y las estructuras situadas detrás de ellos. Así pues, incluye, entre otros, el capó, las aletas, el panel del salpicadero, las varillas de los limpiaparabrisas y el marco inferior del parabrisas.

**Superficie superior delantera:** la superficie superior de todas las estructuras externas excepto el parabrisas, los pilares A y las estructuras situadas detrás de ellos.

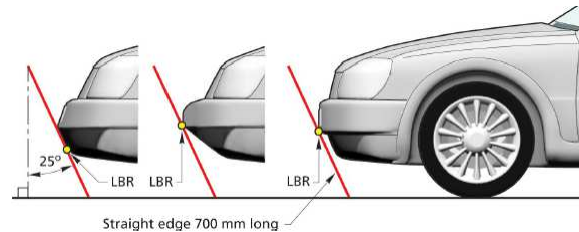
**Altura del borde delantero del capó:** distancia vertical entre el suelo y la línea de referencia del borde delantero del capó en un punto determinado.

**Línea de referencia superior del parachoques:** línea que identifica el extremo superior respecto a los puntos de contacto significativos entre el parachoques y un peatón. En relación con los vehículos dotados de un parachoques con estructura identificable, equivale al trazo geométrico que forman los puntos superiores de contacto entre una regla y el parachoques cuando la regla, mantenida en paralelo al plano vertical longitudinal del vehículo e inclinada hacia atrás 20° con respecto a la vertical, pasa por la parte delantera del vehículo manteniéndose en contacto con la superficie del parachoques. En relación con los vehículos dotados de un parachoques con estructura no identificable, se define como el trazo geométrico que forman los puntos superiores de contacto entre una regla de 700 mm de longitud y el parachoques, cuando la regla, mantenida en paralelo al plano vertical longitudinal del vehículo e inclinada hacia atrás 20° con respecto a la vertical, pasa por la parte delantera del vehículo manteniéndose en contacto con el suelo y con la superficie del parachoques.



**Figura 0.5. Línea de referencia superior del parachoques [174].**

**Línea de referencia inferior del parachoques:** línea que identifica el extremo inferior respecto a los puntos de contacto significativos entre el parachoques y el peatón. La línea equivale al trazo geométrico que forman los puntos inferiores de contacto entre una regla de 700 mm de longitud y el parachoques cuando la regla, mantenida en paralelo al plano vertical longitudinal del vehículo e inclinada 25° hacia adelante, pasa por la parte delantera del vehículo manteniéndose en contacto con el suelo y con la superficie del parachoques.



**Figura 0.6. Línea de referencia inferior del parachoques [174].**

**Saliente del parachoques:** distancia horizontal medida en un determinado plano vertical longitudinal del vehículo entre la línea de referencia superior del parachoques y la línea de referencia del borde delantero del capó.

**Altura inferior del parachoques:** distancia vertical entre el suelo y la línea de referencia inferior del parachoques.

**Tercio del borde delantero del capó:** trazo geométrico comprendido entre los puntos de referencia angulares, medido con una cinta métrica flexible que recorra el contorno exterior del borde delantero, dividido en tres partes iguales.

**Tercio de la parte superior del capó:** trazo geométrico comprendido entre las líneas de referencia laterales, medido con una cinta métrica flexible que recorra el contorno exterior de cualquier sección transversal del capó, dividida en tres partes iguales.

**Tercio del parachoques:** trazo geométrico comprendido entre los ángulos del parachoques, medido con una cinta métrica flexible que recorra el contorno exterior del parachoques, dividido en tres partes iguales.

